

Aus der
Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und
Rehabilitation
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

Einfluss der doppelten Anzahl von Knoten, Fäden
und Fadenankern auf die Primärstabilität von
Rotatorenmanschettenrekonstruktions-Techniken:
Eine biomechanische Untersuchung.

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Hannes Bortolotti
aus Kufstein

2016

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Peter Müller

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med Ekkehard Euler

Priv. Doz. Dr. med Oliver Pieske

Mitbetreuung durch den

Promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Mehmet Fatih Güleçyüz

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinahrd Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 25.02.2016

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Zielsetzung	1
1.1	Anatomie Schulter	3
1.1.1	Gelenke und Freiheitsgrade	3
1.1.2	Muskulatur der Schulter	6
1.1.2.1	Muskulatur des Schultergürtels	6
1.1.2.2	Die Rotatorenmanschette	7
1.1.2.3	Äußere Muskeln der Articulatio glenohumeralia	11
1.1.3	Biomechanik	12
1.1.3.1	Stabilität	12
1.1.3.2	Translationsbewegung in der Articulatio glenohumeralia	14
1.2	Rotatorenmanschettenruptur	15
1.2.1	Definition	15
1.2.2	Epidemiologie	15
1.2.3	Ätiologie und Pathogenese	16
1.2.4	Klassifikation	17
1.2.5	Klinik	24
1.2.5.1	Symptome	24
1.2.6	Diagnostik	25
1.2.6.1	Funktionstests	25
1.2.6.2	Bildgebende Verfahren	28
1.2.6.2.1	Sonographie	28
1.2.6.2.2	Röntgen	29
1.2.6.2.3	Magnetresonanztomographie	30
1.2.6.2.4	Die diagnostische Arthroskopie	32
1.2.7	Therapie	33
1.2.7.1	Konservativ	33
1.2.7.2	Operativ	34
1.2.7.2.1	Offene Rotatorenmanschettennaht	35
1.2.7.2.2	Transossäre Rotatorenmanschettennaht	37
1.2.7.2.3	Mini-open Rotatorenmanschettennaht	38
1.2.7.2.4	Arthroskopische Rotatorenmanschettennaht	39

1.2.8	Rehabilitation.....	41
1.2.9	Prognose	42
1.3	Zielsetzung	43
2	Material und Methoden	46
2.1	Knotenversuche.....	46
2.1.1	Nahtmaterial	46
2.1.2	Knotentechnik.....	47
2.1.3	Versuchsaufbau	49
2.1.4	Messparameter	51
2.2	Sehnenversuche	53
2.2.1	Präparate.....	53
2.2.2	Nahtmaterial und Nahttechnik.....	54
2.2.3	Versuchsaufbau	55
2.2.4	Messparameter	57
2.3	Ankerversuche	58
2.3.1	Präparate und Auswahl.....	58
2.3.2	Ankersysteme.....	59
2.3.3	Versuchsaufbau	61
2.3.4	Messparameter	62
2.4	Auswertung	63
3	Ergebnisse	64
3.1	Knoten	64
3.1.1	Duncan	64
3.1.1.1	Maximale Ausreisskraft (F_{\max})	64
3.1.1.2	Klinisches Versagen.....	65
3.1.1.3	Displacement bei 1. Anzug.....	66
3.1.1.4	Klinisches Versagen.....	66
3.1.2	Roeder.....	67
3.1.2.1	Maximale Ausreisskraft (F_{\max})	67
3.1.2.2	Klinisches Versagen.....	68
3.1.2.3	Displacement bei 1. Anzug.....	69
3.1.2.4	Klinisches Versagen.....	69

3.2 Sehnen.....	70
3.2.1 Single-Stich	70
3.2.1.1 Maximale Ausreisskraft (F_{\max})	71
3.2.1.2 Korrelation der maximalen Ausreisskraft zum Alter des Patienten.....	72
.....	72
3.2.1.3 Klinisches Versagen bei Single-Stich	72
3.2.1.4 Displacement beim 1. und 20. Anzug	73
3.2.1.5 Versagensmechanismus	74
3.2.2 Mason-Allen	75
3.2.2.1 Maximale Ausreisskraft (F_{\max})	75
3.2.2.2 Korrelation der maximalen Ausreisskraft zum Alter des Patienten.....	75
3.2.2.3 Klinisches Versagen bei Mason-Allen Naht	76
3.2.2.4 Displacement beim 1. und 20. Anzug	77
3.2.2.5 Versagensmechanismus	77
3.3 Anker	78
3.3.1 Opus Magnum 2	78
3.3.1.1 Maximale Ausreisskraft (F_{\max})	78
3.3.1.2 Korrelation zwischen maximaler Versagenkraft und BMD	79
3.3.1.3 Klinisches Versagen.....	79
3.3.1.4 Displacement beim 1. Anzug.....	80
3.3.1.5 Versagensmechanismus	81
3.3.2 Bio-Corkscrew FT	83
3.3.2.1 Maximale Kraft Ausreisskraft (F_{\max})	83
3.3.2.2 Korrelation der maximalen Versagenkraft zur BMD	84
3.3.2.3 Klinisches Versagen.....	85
3.3.2.4 Displacement bei 1. Anzug.....	86
3.3.2.5 Versagensmechanismus	86
4 Diskussion	88
4.1 Knoten	90
4.1.1 Maximale Kraft bis zum Versagen (F_{\max})	91
4.1.2 Klinisches Versagen.....	91
4.1.3 Displacement beim 1. Anzug.....	93
4.1.4 Versagensmechanismus	93
4.2 Sehnen.....	94

4.2.1	Maximale Kraft bis zum Versagen (F_{\max})	95
4.2.2	Displacement beim 1. Anzug bzw. beim 20. Anzug	96
4.2.3	Einflussfaktor auf Sehnen	97
4.3	Anker	98
4.3.1	Maximale Kraft bis zum Versagen (F_{\max})	98
4.3.2	Klinisches Versagen	99
4.3.3	Displacement beim 1. Anzug	99
4.3.4	Versagensmechanismus	100
4.3.5	Einfluss von Testmilieus auf die Primärstabilität	101
5	Zusammenfassung	103
6	Abbildungsverzeichnis	104
7	Tabellenverzeichnis	109
8	Danksagung	110
9	Eidesstattliche Versicherung	111
10	Literaturverzeichnis	112

1 Einleitung und Zielsetzung

Die Rotatorenmanschettenruptur ist eine primär degenerative Läsion, die selten traumatisch bedingt ist. Die Prävalenz der Verletzungen steigt mit zunehmendem Lebensalter an.¹

Die Rotatorenmanschettenrupturen werden, abhängig von Alter, Compliance, Nebenerkrankungen und Funktionsanspruch der Patienten entweder konservativ oder operativ versorgt. Nach der traditionelleren Methode wird offen oder „mini-open“ operiert, nach der neueren Versorgungstechnik arthroskopisch. Die arthroskopische Operation zeigte in den 10 Jahren von 1996 bis 2006 einen Anstieg von über 600% bei einer gleichzeitigen Zunahme von 141% bei der Gesamtanzahl an Operationen.² Der große Vorteil der arthroskopischen Versorgung einer Rotatorenmanschettenruptur ist ein reduziertes Trauma für Haut, Muskeln und restliche Weichteile im Vergleich zu den traditionellen Methoden und eine reduzierte Morbidität und Mortalität bei vergleichbar guten Ergebnissen.^{3,4,5,6}

Die arthroskopische Versorgung zeigt, wie von Grasso et al.⁷ zusammengefasst, eine Rerupturrate zwischen 30 bzw. 94% nach der arthroskopischen Reparatur eines Supraspinatussehnenrisses. Die intrinsischen Faktoren wie Sehnenqualität, Knochendichte, Durchblutung, Alter, etc., lassen sich vom Operateur nicht beeinflussen. Die äußeren Faktoren, wie OP-Technik, Fadenanker, Fadenmaterial oder Naht und die Knotentechnik, können beeinflusst werden, um ggf. geringere Rerupturraten zu erreichen. Die veränderbaren Faktoren wurden in den letzten Jahren mehrfach in biomechanischen Studien untersucht und verbessert. Neue Ankertypen wurden entwickelt und die Fäden verbessert, sowie bessere Knotenkonfigurationen und neue Nahtvarianten entwickelt. Die Fixation der Anker in *double-row* Form ist eine neuere Fixationsvariante der Anker im Knochen; dabei wird zusätzlich zu der lateralen Reihe ein medialer Anker am Tuberculum majus gesetzt, um eine bessere *footprint*-Rekonstruktion zu erreichen. Die größere Auflagefläche ermöglicht eine bessere Primärstabilität.⁵ Laut Saridakis et al. führt diese Variante zu einer besseren Sehnenheilung als eine single-row Technik und verbessert ebenfalls die Primärstabilität.^{3,5,8} Im klinischen Vergleich war die Double-Row Variante der single row-Variante allerdings nicht überlegen.⁸ Der Ort des frühesten Versagens ist laut Cummins et al. das Sehnen-Naht *interface*.⁹

Sind die verbesserten Werte bei den biomechanischen Untersuchungen auf die Konfiguration der double-row Methode der Ankersetzung zurückzuführen oder auf die erhöhte Anzahl von Ankern, Nähten, Fäden?^{10,11} Kann eine

Verdopplung von Fäden, Sehnennähten und Fadenanker die Primärstabilität der Rotatorenmanschettenrekonstruktion erhöhen?

Ziel dieser Arbeit ist es, zu überprüfen, ob bereits eine Verdoppelung der Anker, Sehnennähte bzw. Knoten eine verbesserte Primärstabilität und eine Verbesserung der maximalen Versagenskraft bewirkt. Die einfache Variante für Knoten, Sehnen bzw. Anker wurde getestet und mit demselben Protokoll die doppelte Konfiguration überprüft.

Die grundsätzliche Entscheidung, ob ein, zwei oder mehrere Anker, Nähte und dementsprechend Knoten verwendet werden, hängt primär von der Größe und Art der Ruptur ab, da ein möglichst großes Footprintareal regeneriert werden soll.¹²

1.1 Anatomie Schulter

1.1.1 Gelenke und Freiheitsgrade

Die Schulter besteht im weiteren Sinne aus 4 Gelenken, dem Glenohumeralgelenk, dem Sternoclaviculargelenk, dem Acromioclaviculargelenk und der oftmals als Gelenk bezeichneten Schulterblatt-Thorax Verschiebeschicht. Sie sind im Zusammenspiel für den großen Bewegungsumfang des Armes verantwortlich.¹³

Das Sternoclaviculargelenk ist ein funktionell stark eingeschränktes Kugelgelenk mit dem medialen Ende der Clavicula und dem Manubrium sterni als Gelenkflächen. Sie werden durch einen mehrere Millimeter dicken bindegewebigen Discus articularis getrennt. Es ist die einzige echte knöcherne Verbindung zwischen Rumpf und Schultergürtel. Neben dem dicken Diskus dient ein dicker Gelenkknorpel zum Abfedern der wirkenden Kräfte. Das Gelenk wird durch die Lig. sternoclaviculare anterius et posterius sowie dem Ligamentum costoclaviculare und dem interclaviculare gesichert und stabilisiert.¹⁴

Bewegungsausmaße¹³:

- 40° Elevation; durch das Lig. costoclaviculare auf rund 10 cm begrenzt
- 10° Depression, durch Kontakt mit erster Rippe eingeschränkt
- 30° Anteversion, durch Ligamenta sternoclaviculare posterius und costoclaviculare begrenzt
- 25° Retroversion; durch Ligamenta sternoclaviculare anterius und costoclaviculare begrenzt
- Rotation bei Elevation des Armes um 30° entlang ihrer Längsachse

Das Acromioclaviculargelenk besteht aus den planen Gelenkflächen der lateralen Clavicula und dem Acromion der Scapula und wird durch einen unvollständigen Diskus getrennt. Funktionell handelt es sich wie bei dem Sternoclaviculargelenk um ein Kugelgelenk. Die drei Freiheitsgrade (Anteversion, Retroversion, und Bewegung nach kranial und kaudal, sowie die Rotation um die eigene Achse) sind auf Grund der gekoppelten Bewegung der beiden Gelenke dieselben. Zur Stabilisierung des Gelenkes dienen die Bänder des Lig. coracoclaviculare, bestehend aus dem Lig. trapezoideum lateral und dem Lig. conoideum medial, dem Lig. acromioclaviculare, und dem Lig. coracoacromiale.¹⁴

Das Schulterblatt-Thorax Gelenk ist kein Gelenk im eigentlichen Sinne, sondern eine lockere Bindegewebeschicht, welche eine freie Bewegungen nach medial, lateral, kranial, kaudal sowie Verkipptungen der Scapula gegenüber dem Thorax ermöglicht.¹³

Das glenohumerale Gelenk besteht aus einem kugelförmigen Humeruskopf (Caput humeri) und einer konkav gebogenen Pfanne (Glenoid).

Der Humeruskopf hat einem Winkel von 130° zum Humerusschaft (Diaphyse) und ist rund 30° im Vergleich zu den Humeruscondylen nach dorsal verkippt. Die halbkreisförmige große Gelenkfläche des Kopfes ist ca. 24cm^2 groß und um 45° gekippt.¹⁵

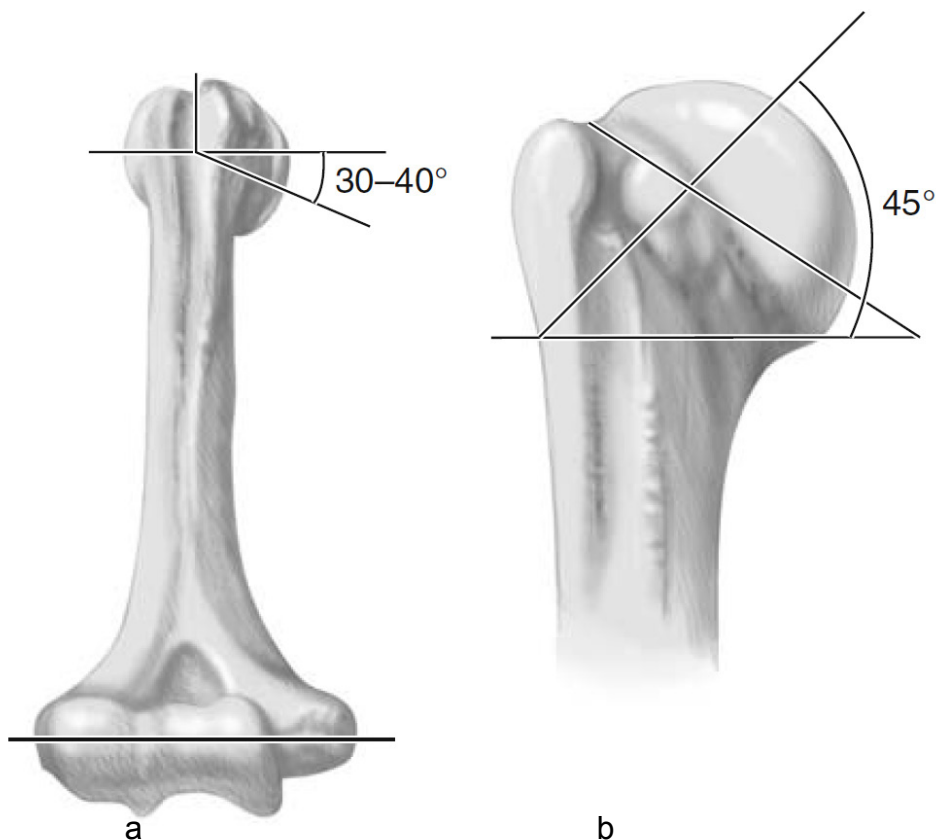


Abbildung 1: Humerus mit **a.** Verkipptung des Humeruskopfes zu den Condylen, **b.** Verkipptung der Gelenkfläche (mod. nach AE Manual der Endoprothetik²¹)

Das Glenoid ist eine birnenförmige Pfanne, mit einem geringgradig größeren Radius als jener des Humeruskopfes. Die kraniokaudale Konkavität ist ausgeprägter als die ventrodorsale. Die Gelenkoberfläche ist mit rund 6 cm² nur ein Viertel bis ein Drittel der Gelenkoberfläche des Humeruskopfes. Im zentralen Bereich befindet die dünnste Knorpelschicht.¹⁵ Zur Vertiefung der Pfanne, Vergrößerung der Kontaktfläche und Verbesserung der Kongruenz dient ein ca. 3,0 -3,8 mm breiter, im Querschnitt dreieckiger, vaskularisierter Kollagenfaserring rund um die Fossa glenoidalis, der fest mit dem Knochen verbunden ist. Die Tiefe des Glenoids wird verdoppelt und die Kontaktfläche auf 75% des Kopfes erhöht.¹⁶

Das glenohumerale Gelenk ist von einer schlaffen Gelenkkapsel umgeben, die kaudal den Recessus axillaris bildet, welcher den großen Bewegungsumfang des Schultergelenkes ermöglicht.¹³ Die Kapsel reicht vom proximalen Labrum bis zum distalen Collum anatomicum des Humerus und hat ein Fassungsvermögen von ca. 10-15 ml. Histologisch besteht sie aus zwei Schichten (Membrana fibrosa et synovialis).¹⁵ Die dünne Kapsel wird durch die interindividuell unterschiedlich stark ausgeprägten Ligamenta glenohumeralia superius, medium und inferius kranial und ventral und durch die Sehnen der Musculi supraspinatus und subscapularis verstärkt. Auf der ventralen Seite ist sie dicker als auf der dorsalen.¹⁵

Das Glenohumeralgelenk allein kann in drei Ebenen bewegt werden¹³:

- 60 ° Innen- und 70° Außenrotation
- 90° Anteversion und 30° Retroversion
- 90° Abduktion und 30° Adduktion

Bewegungen des Armes finden auch in den restlichen Gelenken des Schultergürtels statt. (Art. sternoclaviculare, Art. acromioclaviculare, Schulterblatt-Thorax-Gelenk).

Die übrigen Gelenke setzen vor Ausschöpfung der Bewegungsradien des glenohumeralen Gelenkes ein und bringen die Pfanne in optimale Position zum Humeruskopf. Die Bewegung der Scapula am Thorax ist über das Acromioclaviculargelenk an die Bewegung der Clavicula und das sternoclaviculare Gelenk gekoppelt.¹⁶ Durch die Mitbewegungen der verbundenen Scapula und Clavicula wird die Beweglichkeit erhöht¹³:

- 100° Innenrotation und 80° Außenrotation
- 170° Anteversion und 40° Retroversion
- 160° Abduktion und 40° Adduktion

Die erweiterte Beweglichkeit des Armes gegenüber dem Rumpf ermöglicht sogar eine Elevation und den Nacken- und Schürzenbindegrieff (Innenrotation des Armes bis Unterarm auf Rücken gelangt).¹³

1.1.2 Muskulatur der Schulter

Die Schulter besteht aus einer Vielzahl an Muskeln, welche im Folgenden in Muskeln des Schultergürtels, der Rotatorenmanschette und in die äußeren Muskeln der Schulter unterteilt werden.

Die Muskulatur der Schulter ist wichtig für die Bewegung des Armes und für die dynamische Stabilisierung der Gelenke, vor allem des Glenohumeralgelenks.¹⁶

1.1.2.1 Muskulatur des Schultergürtels

Die Muskeln des Schultergürtels sind für die Bewegung der Scapula am Thorax verantwortlich und einige bilden funktionelle Muskelschlingen, die sich in ihrer Bewegung antagonisieren.

Die erste, schräge Schlinge wird von dem Musculus serratus anterior und den Musculi rhomboideus majus et minus gebildet. Die Muskeln setzen am Margo medialis an und ziehen die Scapula entweder nach ventral/kaudal oder dorsal/kranial.

Die zweite, horizontale Schlinge besteht aus der pars transversalis des M. trapezius und aus den kranialen zwei Drittel des M. serratus. Sie bewegt die Scapula nach medial oder lateral.

Die dritte, vertikale Schlinge wird medial durch den pars ascendens des M. trapezius den M. levator scapulae und lateral durch den pars descendens des M. trapezius und den Gegenspieler M. pectoralis minor gebildet. Sie verschieben die Scapula entlang der Thorax-Scapula Gleitschicht nach kranial und kaudal.

M. trapezius	■ Pars descendens	Protuberantia occipitalis ext.; Proc. spinosi C2–6	Clavicula (laterales Drittel)	} N. accessorius , Plexus cervicalis C2–C4	Pars descendens und ascendens rotieren Scapula mit Angulus lat. nach kranial* alle 3 Teile ziehen Scapula nach medial
	■ Pars transversa	Proc. spinosi C7–Th3	Clavicula (laterales Ende), Acromion		
	■ Pars ascendens	Proc. spinosi Th4–12	Spina scapulae		
M. levator scapulae		Proc. transversi (Tuberculi posteriores) C1–4	Angulus superior scapulae	} N. dorsalis scapulae (C4, C5)	zieht Scapula nach kranial
M. rhomboideus minor		Proc. spinosi C6–7	} Margo medialis scapulae		} ziehen Scapula nach medial/kranial rotieren Scapula mit Angulus lat. nach kaudal
M. rhomboideus major		Proc. spinosi Th1–4			
M. serratus anterior		1.–9. Rippe	Margo medialis scapulae	N. thoracicus longus (C5–7)	zieht Scapula nach lateral/ventral rotiert Angulus lat. nach kranial* Inspiration**
M. pectoralis minor		3.–5. Rippe (lateral des Knorpels)	Proc. coracoideus	Nn. pectorales med. u. lat. (C5–Th1)	zieht Scapula nach kaudal rotiert Angulus lat. nach kaudal Inspiration
M. subclavius		1. Rippe (Knorpel)	Clavicula (Unterseite lateral)	N. subclavius (C5, C6)	drückt Clavicula ins Sternoklavikulargelenk

Abbildung 2: Schultermuskeln mit Ursprung und Ansatz, Innervation und Funktion (modifiziert nach Dual Reihe)¹³

1.1.2.2 Die Rotatorenmanschette

Die Rotatorenmanschette besteht aus 4 Muskeln. Die Mm. supraspinatus, infraspinatus und teres minor entspringen der Scapula und setzen gemeinsam am Tuberculum majus an. Der M. subscapularis verläuft von der Scapula zum Tuberculum minor.

Der Musculus supraspinatus entspringt der Fossa supraspinata und setzt nach seinem Verlauf unter dem Fornix ventralseitig am Tuberculus majus an. Neben seiner Funktion als Starter der Abduktion und Außenrotator hat er, die aktive Stabilisierung des Kopfes in der Cavitas glenoidales zur Aufgabe. Die oberflächlichen Fasern verlaufen längs zu den Sehnen und die tiefen Fasern ziehen nach ventral zum Rotatorenintervall und nach dorsal zum M. infraspinatus.¹⁵ Einzelne Fasern des Supraspinatusmuskels verstärken die Gelenkkapsel.¹⁴ Innerviert wird der Muskel durch den Nervus suprascapularis aus dem Truncus superiores des Plexus brachialis.

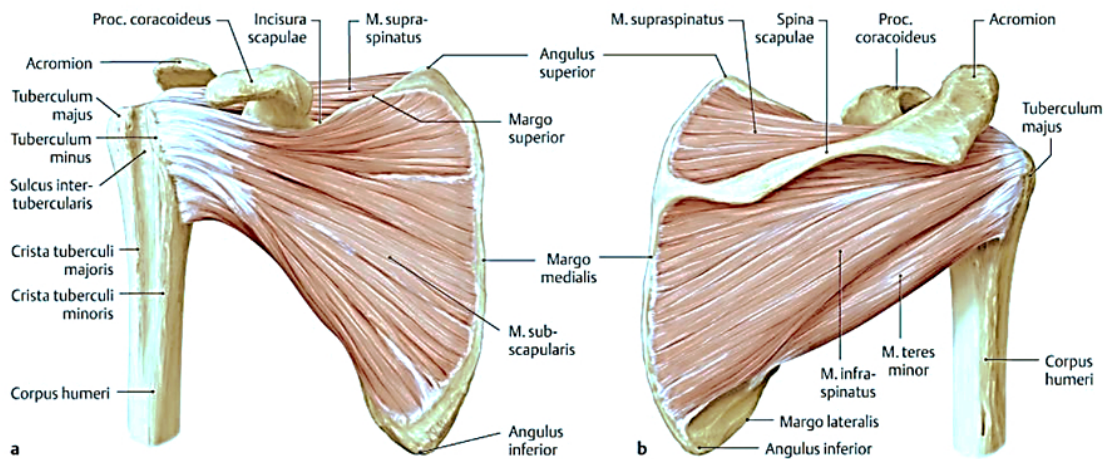


Abbildung 3: Schulter rechts mit Muskeln der Rotatorenmanschette **a** von ventral **b** dorsal (mod. nach Duale Reihe³³)

Der M. infraspinatus hat seinen Ursprung in der Fossa infraspinata und am kaudalen Rand der Spina scapula und setzt an der mittleren Facette des Tuberculum majus an. Der M. infraspinatus erbringt 60% der gesamten Außenrotationskraft, stabilisiert das Gelenk gegen Translationsbewegungen und ist ein lageabhängiger Abduktor oder Adduktor. Der M. supraspinatus und der M. infraspinatus besitzen einige Fasern, die in die Kapsel einspießen und diese verstärken.¹⁴ Die Sehne des Infraspinatus vereinigt sich kranial mit der des Musculus supraspinatus und kaudal mit jener des Teres minor.¹⁵

Die beiden Muskeln vereinigen sich 15 mm vor dem jeweiligen Ansatz am Tuberculum majus zu einer Gleitsehne mit faserknorpelähnlichen Strukturen.¹⁷

Der Musculus teres minor entspringt dem kaudalen Rand der Fossa infraspinata und dem Margo medialis der Scapula. Er setzt an der distalen Facette des Tuberculum majus sowie bis zu 2 cm am Collum chirurgicum des Humerus an. Der M. teres minor erbringt 40% der Außenrotationskraft, ist ein Adduktor und schützt vor übermäßigen Translationsbewegungen. Innerviert wird der Muskel vom Nervus axillaris aus dem Plexus brachialis.

Der Musculus subscapularis zieht von der Fossa subscapularis bzw. der Facies costalis zum Tuberculum minus und der Crista tubercula minoris. Er ist ein starker Innenrotator und übt je nach Lage eine Abduktion oder Adduktion aus. Das kaudale Drittel bleibt muskulär, die kranialen zwei Drittel des Muskels gehen in eine Sehne über. Sie bildet den Boden des Sulcus bicipitalis und vereinigt sich kranial mit der Sehne des Supraspinatus.¹⁵ Der M. subscapularis stabilisiert das Gelenk aktiv und durch seine enge Verbindung mit dem glenohumeralen Band und der dichten Kollagenstruktur auch passiv. Nerval wird der Muskel von dem Nervus subscapularis aus dem Plexus brachialis versorgt.¹⁵

Einige Fasern der Muskeln sprießen in die Kapsel des glenohumeralen Gelenkes ein, verstärken dieses und bilden eine Sehnenkappe. Ein individuell unterschiedlich dickes Rotatorenkabel reicht vom Tuberculum majus Vorderrand bis zum Hinterrand des Musculus infraspinatus.¹⁸ Burkart et al. beschreiben das Rotatorenkabel als eine Art Hängebrücke zur Verteilung der Belastung. Bei distal vom Rotatorenkabel liegenden Rupturen ist eine Funktion der Rotatorenmanschette gewährleistet. Es schützt durch die Kraftverteilung die weiter distal gelegene, rund 2,59-mal dünnere „crescent zone“¹⁸, welche den hypovaskularisierten Bereich der beiden Sehnen enthält.¹⁹ Dieses als „critical zone“ bezeichnete Gebiet befindet sich ca. 1 cm vor der Insertionsstelle der Sehnen, wo die Endstrecken der arteriellen Versorgung des Muskels und des Knochens aufeinandertreffen.^{20,21} Von Rathbun et al. wurde eine zusätzliche Verminderung der Durchblutung, ein „wringing out“ Phänomen, bei Abduktion im Glenohumeralgelenk festgestellt.²²



Abbildung 4: arthroskopische Ansicht einer Rotatorenmanschette von intraartikulär mit 1,2xZoom; Blickrichtung dorsolateral¹⁹

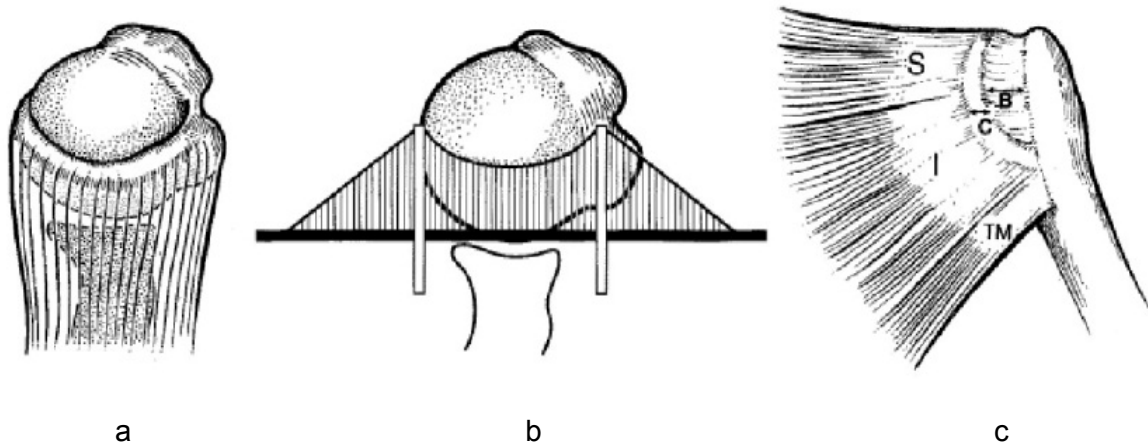


Abbildung 5: a. Aufbau der RM um den Humeruskopf Sicht von kranial,
b. Ähnlichkeit mit Aufbau einer Hängebrücke
c. Ansicht von dorsal: Formation Muskel (S: M. supraspinatus, I: M. infraspinatus, TM: M. teres minor, C: Rotator cable, B: crescent zone)¹⁸

Zwischen dem Vorderrand des Supraspinatus und Oberrand des Subscapularis befindet sich eine aus dünnem Kapselgewebe bestehende Zone, das Rotatorenintervall. Unterhalb verläuft die lange Bicepssehne zum Tuberculum supraglenoidale, die auf Grund ihrer Lage und ihrer stabilisierenden Wirkung auf den Humeruskopf als fünfte Sehne der Rotatorenmanschette bezeichnet wird.²⁰

Die Bursa subacromiale bzw. die Bursa subdeltoidea, die in Verbindung stehen können, vermindern die Reibung zwischen dem Musculus supraspinatus und dem Fornix bzw. zwischen dem Musculus deltoideus und dem Humerus. Sie werden als subacromiales Nebengelenk bezeichnet.¹⁴

1.1.2.3 Äußere Muskeln der Articulatio glenohumeralia

Die Hauptfunktion der äußeren Muskeln der Art glenohumeralia ist die Bewegung des Armes in alle Richtungen. Je nach Lage des Humerus zum Glenoid führt derselbe Muskel die Abduktion oder die Adduktion durch.

Zusätzlich fungiert der M. deltoideus mit dem M. supraspinatus synergistisch. Bei kompletten Rupturen oder Plegien des Deltamuskels oder des M. supraspinatus kann eine komplette Elevation durchgeführt werden. Die Bewegung wird mit Hilfe der „Ersatzmuskeln“ des M. deltoideus, das heißt der langen Sehne des Biceps, den claviculären Fasern des M. pectoralis major und den M. coracobrachialis durchgeführt. Der M. supraspinatus wird durch die Mm. subscapularis und Mm. teres minor „ersetzt“. Insgesamt kommt es zu einer Kraftminderung von 50 %.¹⁶

M. deltoideus	■ Pars clavicularis	Clavicula (laterales Drittel)	} Tuberositas deltoidea (Corpus humeri, lateral/proximal)	N. axillaris (C5, C6)	Anteversion, Innenrotation, Adduktion
	■ Pars acromialis	Acromion			Abduktion
	■ Pars spinalis	Spina scapulae			Retroversion, Außenrotation, Adduktion
M. coracobrachialis		Proc. coracoideus	Corpus humeri (medial, mittl. Drittel)	N. musculocutaneus (C6, C7)	Adduktion, Innenrotation, Anteversion
M. pectoralis major	■ Pars clavicularis	Clavicula (mediale Hälfte)	} Crista tuberculi majoris (humeri)	Nn. pectorales medialis und lateralis (C5–Th1)	Adduktion , Innenrotation, Anteversion, Inspiration (kaudale Anteile)
	■ Pars sternocostalis	Sternum, 1.–6. Rippe (Knorpel)			
	■ Pars abdominalis	Rektusscheide (vorderes Blatt)			
M. latissimus dorsi		Ang. inf. scap.**; Proc. spinosi ThVII–LV u. Crista iliaca (über Fascia thoracolumbalis, S. 231); 10.–12. Rippe	} Crista tuberculi minoris (humeri)	N. thoracodorsalis (C6–C8)	Adduktion , Innenrotation, Retroversion
M. teres major		Angulus inf. scapulae			

Abbildung 6: Äußere Muskeln der Art. glenohumeralia mit Ansatz und Ursprung, Innervation und Funktion¹³

1.1.3 Biomechanik

1.1.3.1 Stabilität

Die Aufgabe der statischen und passiven Stabilisatoren ist es den Humeruskopf im Glenoid zu zentrieren. Die Stabilität ist immer gegeben, wenn der Vektor der resultierenden Kräfte direkt auf die Pfanne zielt.²³

Die statischen Stabilisatoren sind:

- die Gelenkgeometrie
- Labrum-Kapsel-Band-Komplex
- negativer intraartikulärer Druck
- Adhäsions- bzw. Kohäsionskraft der Synovialflüssigkeit

Die Gelenkgeometrie stabilisiert den Humeruskopf im Glenoid durch den kleineren Radius in ventrodorsaler Richtung als in kraniokaudaler des konkaven Glenoids. Zusätzlich ist der Humeruskopf durch eine Inklinations der Scapula bei Adduktion des Armes in kaudaler Richtung stabilisiert. In Adduktion spannen sich auf Grund der Gelenkgeometrie die kranialen Kapselstränge an und verhindern ein Abrutschen des Humeruskopfes nach kaudal.²³

Die Sicherung des Gelenkes durch die relativ schlaffe Kapsel bzw. Bänder erreicht bei Versagen der restlichen Stabilisatoren Spitzenwerte von über 400 N im Bereich der vorderen Kapsel.²³ Warren et al. beschreiben ein Zusammenspiel der einzelnen Bänder bei der Stabilisation.²⁴

Das Labrum erhöht die seitlichen Ränder des Glenoids und schafft eine Vergrößerung der Konkavität der Pfanne und eine Erhöhung der Kongruenz des Glenohumeralgelenk. Durch eine Entfernung des Labrums wird die Stabilität um ca. 20 % reduziert.¹⁶

Durch die Kapsel und die einspritzenden Sehnen und Bänder wird die Bewegungsfreiheit durch Anspannen gehemmt und Translationsbewegungen reduziert.²³

Der negative atmosphärische Druck innerhalb der Kapsel, entsteht bei herabhängendem Arm und wird bei Zug am Arm verstärkt.¹⁵

Die von den B-Synovialozyten gebildete Synovialflüssigkeit führt über Kohäsions- bzw. Adhäsionskräfte zwischen den Gelenkkörpern zur passiven Stabilisation.²³

Die aktiven Stabilisatoren des glenohumeralen Gelenks sind die einstrahlenden Muskeln. Sie erzeugen Stabilität durch passive Spannung und durch Kontraktion.²³

Neben dem Musculus deltoideus und dem Musculus biceps sind die Muskel der Rotatorenmanschette für die Stabilisierung verantwortlich. Sie arbeiten als vertikale bzw. horizontale Kräftepaare zusammen. Der Musculus deltoideus und der Musculus supraspinatus ziehen im vertikalen Kräftepaar gegen die kaudalen Muskeln der Rotatorenmanschette sowie gegen die ebenfalls depressiv wirkenden M. teres major und M. latissimus dorsi. Im horizontalen Kräftepaar ziehen die Musculi infraspinatus et teres minor dorsal gegen den ventralen Musculus subscapularis.¹⁵

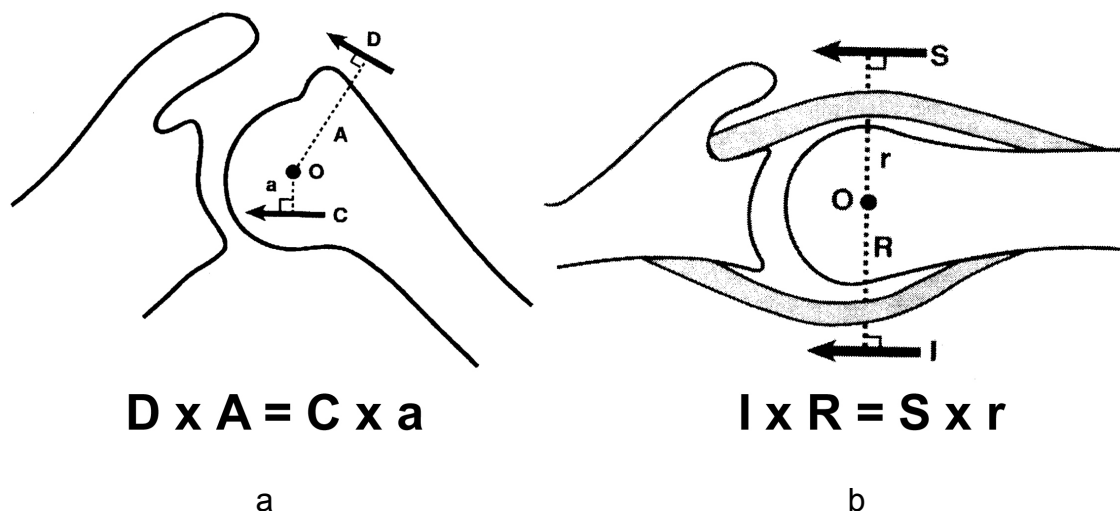


Abbildung 7: Drehmoment der Schulter von **a.** ventral und **b.** kranial modifiziert nach Lo und Burkhart; O: Drehzentrum, D: Drehmoment des Deltoides mit Abstand (A) vom Drehzentrum, C: Drehmoment der kaudalen Rotatorenmanschette mit Abstand (a) vom Drehzentrum, S: Kraft Subscapularis mit Abstand r und I: Kraft Infraspinatus und Teres minor mit Abstand R vom Drehzentrum O⁴¹

1.1.3.2 Translationsbewegung in der Articulatio glenohumeralia

Bei dem Art. glenohumeralia handelt es sich um ein kraftschlüssiges Gelenk mit den 3 Freiheitsgraden eines Kugelgelenkes und zusätzlichen Translationsbewegungen.

Die Translationsbewegung beträgt bei Abduktion des Armes 0,30- 0,35 mm in kraniokaudaler Richtung.

Die Translationsbewegung beträgt bei Flexion des Armes 3,8 mm nach ventral und bei einer Extension 4,9 mm nach dorsal.

Dieser große Unterschied in den Translationsbewegungen ist in der Geometrie des Glenoids mit seinem kraniokaudal kleineren Radius als ventrodorsal begründet. Der Unterschied beträgt $32,2 \pm 7,6$ mm zu $40,6 \pm 14$ mm.¹⁵ Die Translation des Humeruskopfes wird auch durch die Anspannung der Kapselbänder erzwungen.¹⁵

1.2 Rotatorenmanschettenruptur

1.2.1 Definition

Die Rotatorenmanschettenruptur ist ein totaler oder partialer Abriss bzw. Einriss des Sehnenmantels vom Tuberculum majus bzw. Tuberculum minus oder auch eine Abrissfraktur der Tubercula.²⁵ Es kann bei einer einzelnen oder bei mehreren Sehnen zu einer Kontinuitätsunterbrechung kommen. In 95% der Fälle ist die Supraspinatussehne ladiert, in 40% der Fälle ist es die Infrapinatus- und in 10% die Subscapularissehne.²⁰ Auf den M. infrapinatus oder M. subscapularis begrenzte Rupturen kommen nur in 1-2% der Fälle vor, wohingegen bei jeder 2. komplexen Ruptur die Supraspinatussehne betroffen ist.¹⁹

1.2.2 Epidemiologie

Die RM-Rupturen sind häufige Schulterverletzungen. Eine Vielzahl der RM-Rupturen verlaufen asymptomatisch²⁰, sodass auf Grund der großen Dunkelziffer die Prävalenz der Rotatorenmanschettenruptur schwer feststellbar ist. Die Schätzungen liegen bei Werten von 5 bis 39%.²⁶ Milgrom et al. konnten beweisen, dass es bei Erwachsenen eine Steigerung der Prävalenz von partialen bzw. totalen Rupturen mit zunehmendem Alter gibt.¹ Der Wert steigt von 11% bei den 50 jährigen auf 50% bei den 70 jährigen bis auf 80% bei den über 80 jährigen.¹

Die Wahrscheinlichkeit einer RM-Ruptur wird neben dem Alter durch das Geschlecht und die Dominanz der Hand beeinflusst. Die dominante Seite ist häufiger betroffen,²⁷ und Männer erleiden im Verhältnis von 10:1¹⁷ häufiger RM-Rupturen als Frauen. Faktoren wie ein vorbestehendes Schultertrauma, eine Hypercholesterinämie²⁸, Nikotinabusus- abhängig von Dauer und Anzahl²⁹ oder genetische Faktoren^{30,31} sind prognostisch negative Faktoren.

1.2.3 Ätiologie und Pathogenese

Rotatorenmanschettenrupturen werden eingeteilt in akute und chronisch degenerative Rupturen. Sie sind zu 95 % chronisch degenerativ mit steigender Prävalenz bei älteren Menschen. Akute RM-Rupturen treten bei ca. 5 % der Fälle auf, vorwiegend bei jungen Patienten mit adäquatem Trauma.¹⁶

Als adäquate Traumamechanismen für eine RM-Ruptur gelten:³²

- eine passiv forcierte Außen- oder Innenrotation bei anliegendem oder abgespreiztem Arm wie zum Beispiel beim Treppensturz mit Hand am Geländer
- eine passive Traktion nach kaudal: unerwartetes Auffangen schwerer Gegenstände
- eine kranioventrale oder ventromediale axiale Stauchung, wie sie beim Sturz auf nach hinten ausgestrecktem Arm auftritt.

Häufiger sind RM-Rupturen als degenerative Erkrankung. Sehndefekte sind häufig assoziiert mit Kalkeinlagerungen in der Sehne, einem Os acromiale, einer gekrümmten oder Hakenform des Acromions (Biglani II oder III) oder mit Exostosen.³³ Typischerweise tritt primär ein Ödem der Sehne mit anschließender Fibrose bis zur finalen Sehnenläsion auf.²⁰

Uthoff erkannte, dass viele RM-Rupturen sich im Bereich von 1 cm proximal des Sehnenansatz befinden und bezeichnete die von Mosley²¹ beschriebene Mindervaskularisation als ursächlich für die Degeneration und das Auftreten von RM-Rupturen.²⁰ Die Ursachen der RM-Rupturen teilte er in zwei Gruppen mit extrinsischen und intrinsischen Faktoren.

Extrinsische Faktoren:

- acromiale Veränderungen (angeboren oder erworben),
- Capsulitiden und Bursitiden,
- Arthrosen des Acromioclaviculargelenkes.

Intrinsische Faktoren³⁴:

- Tendinitiden,
- Tendinosis calcarea
- degeneratives Versagen der Sehnen

1.2.4 Klassifikation

RM-Rupturen werden nach ihrer Pathogenese primär in akute und chronische eingeteilt. Mit der Zeit kommt es zu einer Retraktion und/oder einer fettigen Degeneration der Sehnen²⁶.

Akut: unter 6 Wochen

Subakut: 6 Wochen bis 6 Monate

Chronisch: 6 Monate bis ein Jahr

Alt: mehr als ein Jahr

Ein weiteres Unterscheidungskriterium der RM-Rupturen ist ihre transtendinöse Ausbreitung. Es werden partiale von kompletten Rupturen unterschieden.

Ellman³⁵ teilt die Partialrupturen nach dem Ausmaß der Sehnenruptur ein. Snyder²⁰ zusätzlich nach der Lokalisation, wobei eine C- Läsion nach Snyder bereits einer kompletten Läsion entspricht.

Ellman:

- Grad 1: weniger als $\frac{1}{4}$ der Sehnendicke
- Grad 2: weniger als die Hälfte
- Grad 3: mehr als die Hälfte

Snyder:

- A: artikulärseitig
- B: bursaseitig
- C: komplette Läsion

Für die artikularen Rupturformen kann eine Unterteilung unter Berücksichtigung des erhaltenen Footprints erfolgen.¹⁹ (siehe Abbildung 8)

Typ 1	Typ 2	Typ 3
Abriss am medialen Fußpunkt bis max. 1/3 der Ansatzstelle	Ruptur bis zu der Mitte des Footprints	bis zum lateralen Rand bei stehenden Restfasern

Tabelle 1: Beurteilung eine artikularen partiellen Rotatorenmanschettenruptur nach Ausmaß der Ablösung vom Tuberculum majus

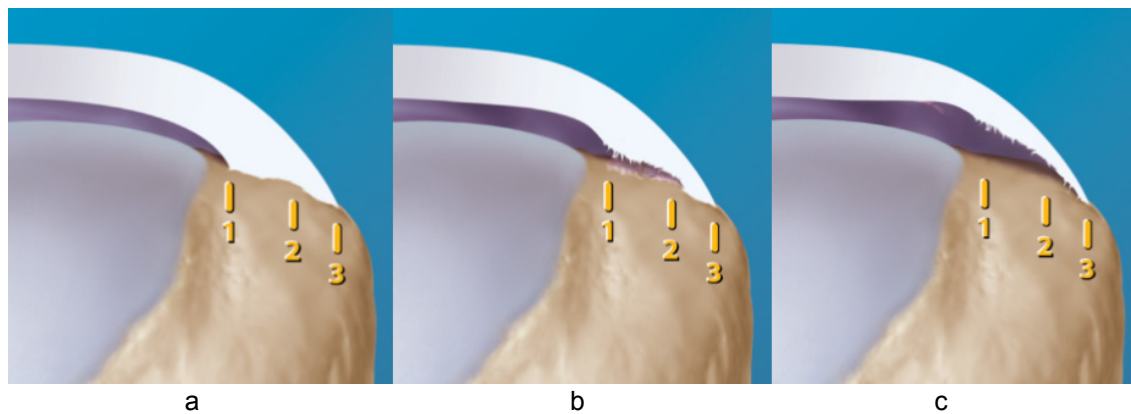


Abbildung 8: Riss der RM mit Einteilung der artikulärlseitigen Läsion⁵³

- a. Typ 1- 1/3 des Footprintes (bis 1)
- b. Typ 2- 1/2 des Footprintes (bis 2)
- c. Typ 3- bis zum lateralen Rand des Tub. majus

Die kompletten Läsionen können nach Größe, Lokalisation, Retraktion oder auch nach Morphologie und Mobilität der Rupturränder unterschieden werden.

Einteilung nach der Größe des Defektes parallel zum Tuberculum majus nach Bateman²⁰:

Kleiner Defekt	Mittlerer Defekt	Großer Defekt
unter 1 cm	1 bis 3 cm	3 bis 5 cm

Tabelle 2: Einteilung der Rupturgröße nach Bateman

Zur Beurteilung der Anzahl der betroffenen Sehnen gibt es eine Unterteilung in Stadien²⁰:

Stadium 1	Stadium 2	Stadium 3	Stadium 4
Alleinige Supraspinatusruptur	Mitbeteiligung des Infraspinatus	Ruptur dreier Sehnen	Defektarthropathie

Tabelle 3: Einteilung auf Grund der betroffenen Anzahl an Sehnen

Die Rotatorenmanschettenruptur wird nach Sektoren von 1-6 eingeteilt. Startend bei der Sehne des M. subscapularis steigend bis zur Sehne des Muskulus infraspinatus (1-3). Höhere Zahlen sprechen für Verletzung mehrerer Sehnen mit einer kompletten RM-Ruptur bei 6 (siehe **Abbildung 9: Klassifikation der RM Läsionen** 92)

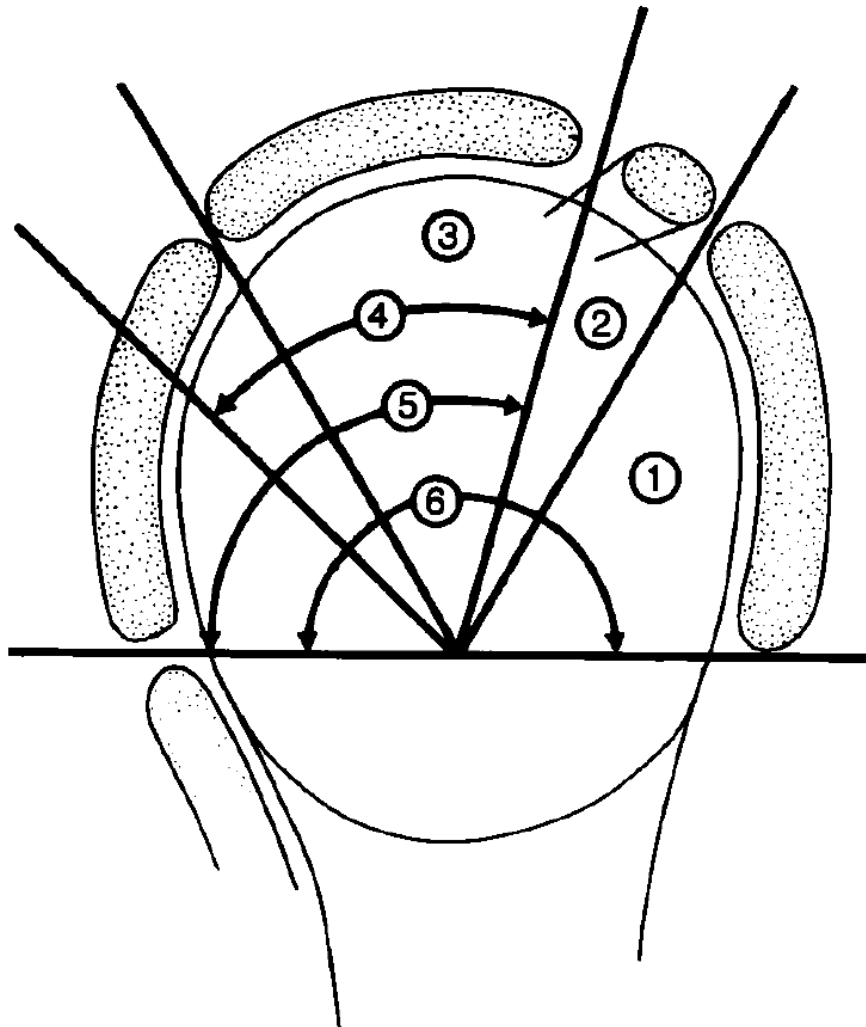


Abbildung 9: Klassifikation der RM Läsionen ⁹²

Habermeyer et al.³⁶ unterteilte die Rupturen in drei Zonen.

- Zone A: Anteriore Läsionen im Bereich des Subscapularis, des Rotatorenintervalles und des Caput longum.
- Zone B: Läsionen des M. supraspinatus-Rupturen im kranialen Bereich der Rotatorenmanschette.
- Zone C: dorsale Läsionen, M. infraspinatus und M. teres minor

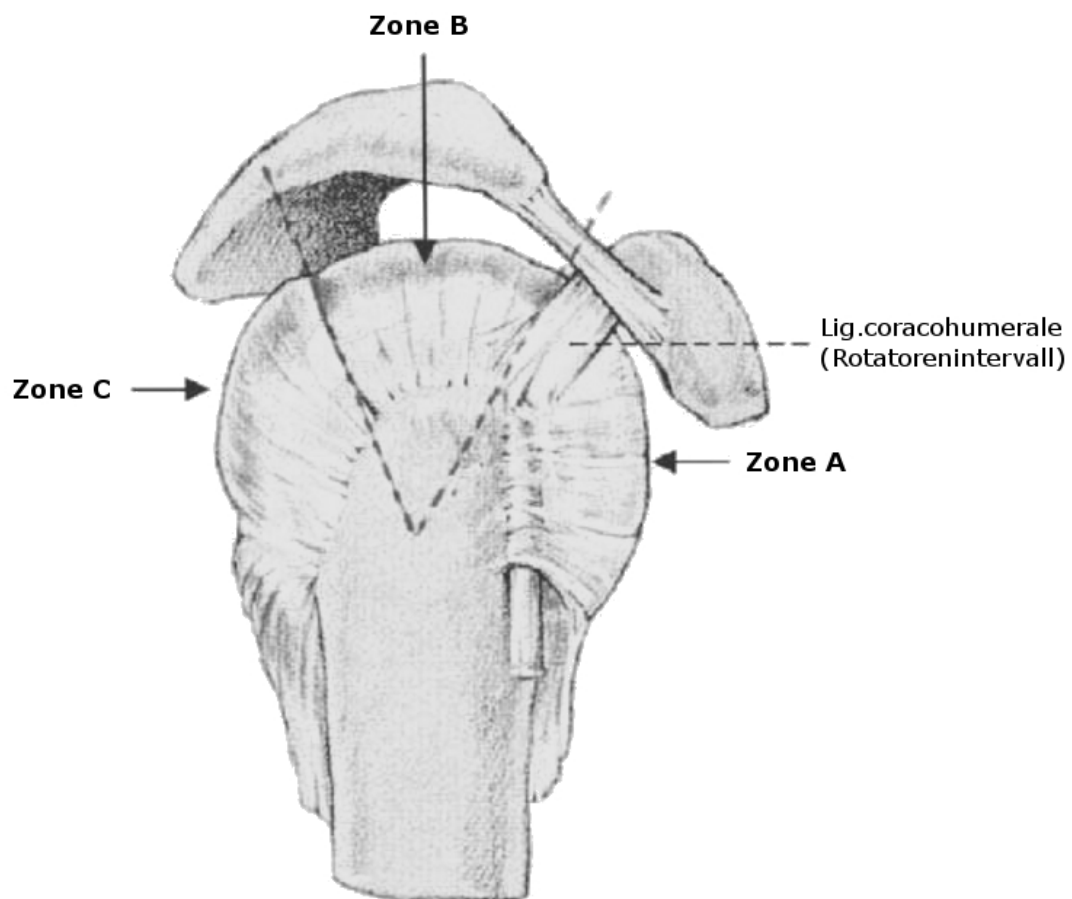


Abbildung 10: mod. nach Habermeyer⁹⁴: Ansicht Schulter von lateral: Einteilung der RMR nach Zonen

Lo und Burkhart^{37,38} unterscheiden zwischen einer halbmondförmigen, einer U-förmigen, einer L-förmigen und einer reversed L-förmigen Rotatorenmanschettenruptur. Die Unterscheidung wird während einer Arthroskopie mittels der anterioren und posterioren Mobilität der Rupturränder getroffen.¹⁹

Halbmondförmige Ruptur: geringe Größe mit guter mediolaterale Mobilität
U-förmige Ruptur: anteriore und posteriore Mobilität ebenbürtig

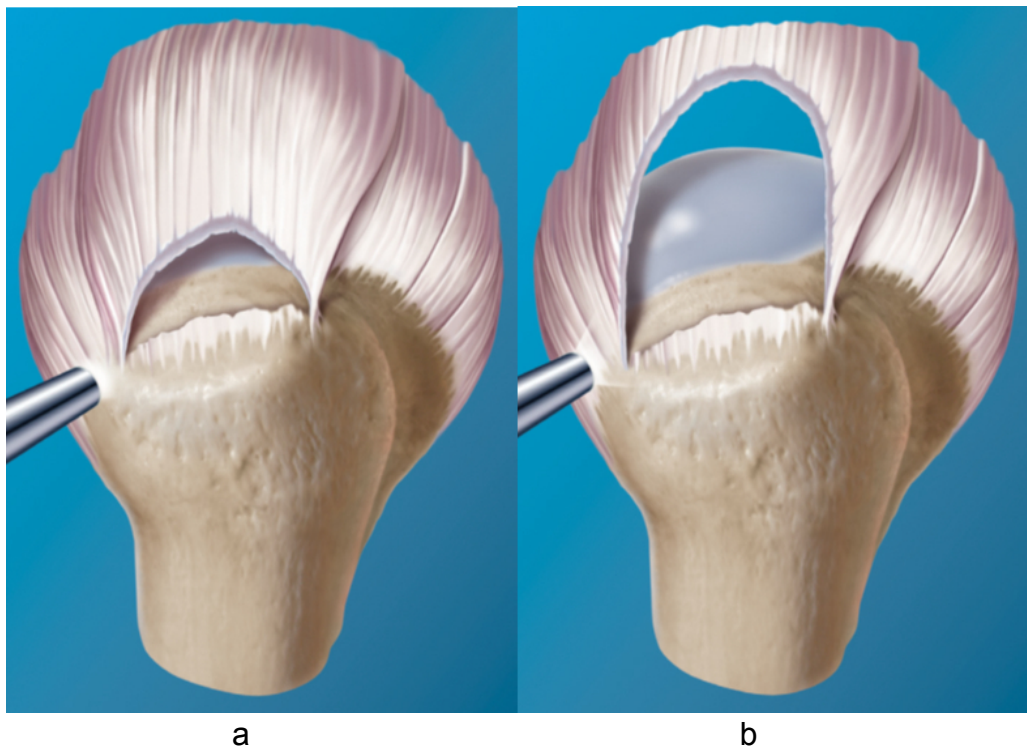


Abbildung 11: a. Halbmondförmige Ruptur der Rotatorenmanschette
b. U-förmige Ruptur der Rotatorenmanschette (mod. nach Habermeyer)¹⁹

L-förmige RM-Ruptur: mit größerer Mobilität posterior als anterior
reversed L-förmigen RMR: mit größerer Mobilität anterior als posterior

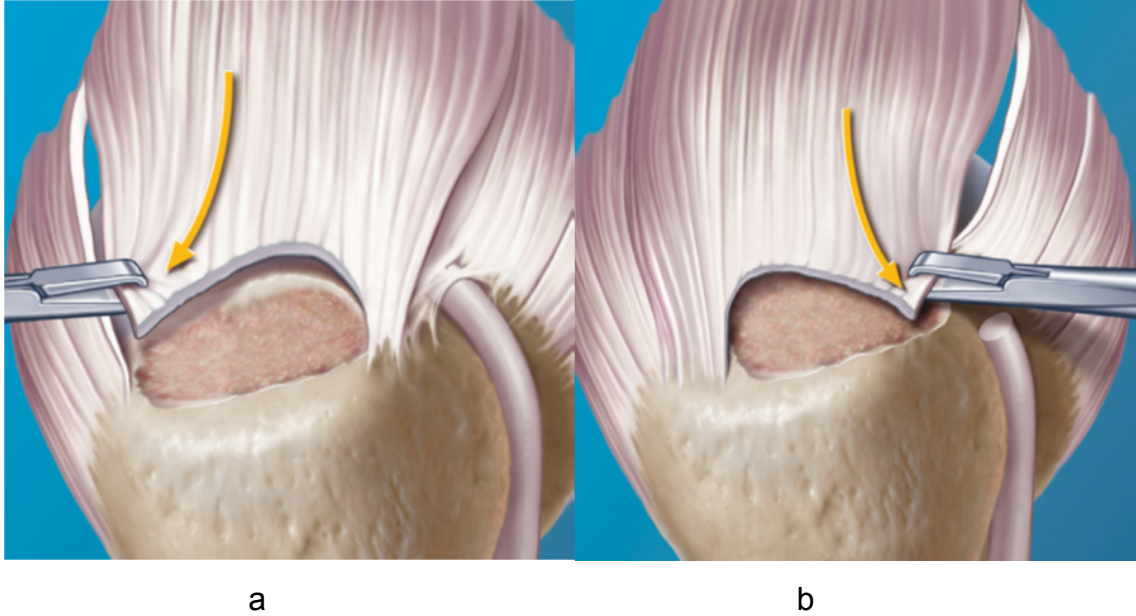


Abbildung 12: **a.** L-förmige Ruptur der Rotatorenmanschette und **b.** reversed L-förmige Ruptur der Rotatorenmanschette (mod. nach Habermeyer)¹⁹

1.2.5 Klinik

1.2.5.1 Symptome

Die RM-Rupturen unterscheiden sich nach den klinischen Symptomen in akute und degenerative sowie in partielle und totale Rupturen.

Die partielle Ruptur ist nach den klinischen Symptomen dem Impingement mit Druckschmerz im Bereich des Tuberculum majus, dem vorderen Gelenkspalt sowie dem Processus coracoideus ähnlich. Es wird häufig ein Gefühl des Schnappens in der Schulter und eine schmerzhaften Abduktion, in Form eines Painful arc (60-120°) wahrgenommen. Der chronische Schmerz verstärkt sich nachts durch Liegen auf der betroffenen Schulter.³⁹

Die Anamnese der akuten RM-Ruptur zeigt häufig ein adäquates Trauma mit Hämatom im Schulter-, Oberarm- und Brustbereich.³² Die Patienten nehmen ein Reißen bzw. Krachen in der Schulter wahr, verbunden mit einer Pseudoparalyse des betroffenen Armes, der Schmerz kann nach proximal und distal ausstrahlen. Die Bewegungsfähigkeit des Armes kann sich mit der Zeit verbessern²⁶. Im Verlauf beklagen Patienten Schwäche bzw. Schmerzen bei Überkopfarbeiten, mit Besserung in Ruhe.¹⁶

Die degenerative RM-Ruptur präsentiert sich mit einem painful arc sowie Krepitationen und Schnappen der betroffenen Schulter. Die aktive Bewegung ist auf Grund des langsamen Verlaufes und einer allmählichen Kompensation der restlichen Muskulatur der Schulter geringer eingeschränkt⁴¹. Die Atrophie des betroffenen Muskels ist bei degenerativen RM-Rupturen auffällig.

Bei Verletzung der Rotatorenmanschette kommt es häufig zu einer Störung der scapulohumeralen Rhythmik mit frühzeitiger und verstärkter Bewegung der Scapula.¹⁷ Die verletzte Seite ist in ihrer Kraft, in ihrer passiven und aktiven Bewegung im Seitenvergleich eingeschränkt.¹⁶

1.2.6 Diagnostik

1.2.6.1 Funktionstests

Die Integrität der Muskel wird anhand der folgenden klinischen Tests festgestellt. Schmerzen bzw. Funktionseinschränkungen bei der Untersuchung weisen auf Verletzungen der Rotatorenmanschette hin:

M. supraspinatus:

- Jobé Test: Der Patient abduziert beide Arme auf 90° und auf 30° Horizontalflexion mit Innenrotation der Hände. Der Untersucher drückt die Arme gegen den Widerstand des Patienten nach unten (**siehe Abbildung 14/A**)
- Patte Test: Der Patient abduziert beide Arme auf 90° und auf 30° Horizontalflexion mit Außenrotation der Hände. Der Untersucher drückt die Arme gegen den Widerstand des Patienten nach unten
- 0° Abduktionstest: Der Patient abduziert seine Arme aus der Neutral-Null gegen den Widerstand des Untersuchers⁴² (**siehe Abbildung 14 /B**)
- Drop-Arm sign: Der Untersucher bringt den betroffenen Arm in eine 120° Abduktionstellung und der Patient versucht den Arm in dieser Stellung zu halten (**siehe Abbildung 14/C**).⁴² Ein Absinken des Armes weist auf eine Ruptur des M. supraspinatus hin

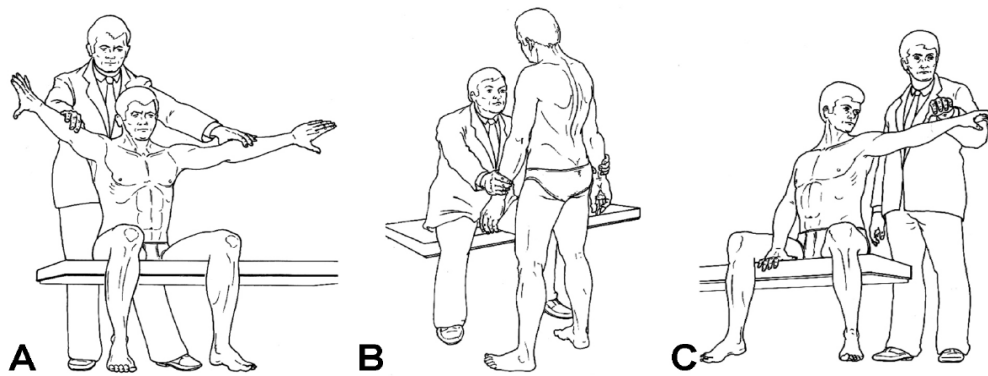


Abbildung 13: Muskeltest für den Supraspinatus modifiziert nach Buckup: A: Jobe Test, B: 0° Abduktionstest und C: Drop arm Test⁴²

M. infraspinatus:

- Außenrotation gegen Widerstand in Neutral-Null Stellung mit 90° flektiertem Ellbogen (siehe Abbildung 15/A)¹⁷
- Außenrotation gegen Widerstand in 90° Abduktionstellung und 30° Horizontalflexion mit 90° flektiertem Ellbogen (siehe Abbildung 15/B)
- Horn-Blower Zeichen nach Walch: Der Patient wird aufgefordert die betroffene Hand zum Mund zu führen. Kann er dies nur durch Anheben des Ellbogens, ist eine komplette Ruptur des Infraspinatus und des Teres minor wahrscheinlich²⁶ (siehe Abbildung 15/C)

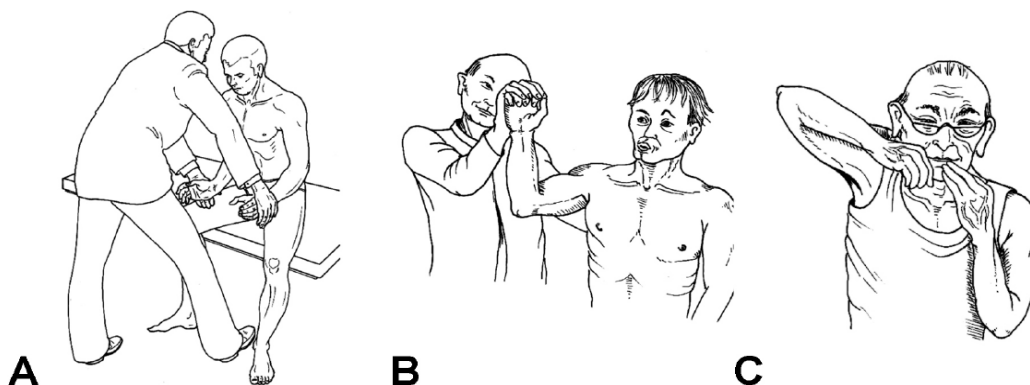


Abbildung 14: Muskeltest für Infraspinatus und Teres minor modifiziert nach Buckup: A, B: Außenrotation gegen Widerstand in Neutral-Null Stellung und in 90° abduzierter Schulter, C: Horn Blower Zeichen¹⁰⁷

M. subscapularis:

- Napoleon Zeichen: Der Patient legt seine Hand mit 90° Flexion im Ellbogen auf den Bauch und versucht den Ellbogen nach ventral zu drehen²⁶ (siehe Abbildung 16/ A)
- Lift-off Test nach Gerber: Der Patient hält den Arm im Schürzengriff und versucht gegen den Widerstand des Untersuchers vom Rücken abzuheben (siehe Abbildung 16/ B)
- Innenrotation gegen Widerstand in Neutral-Null Stellung bei 90° flektiertem Ellbogen

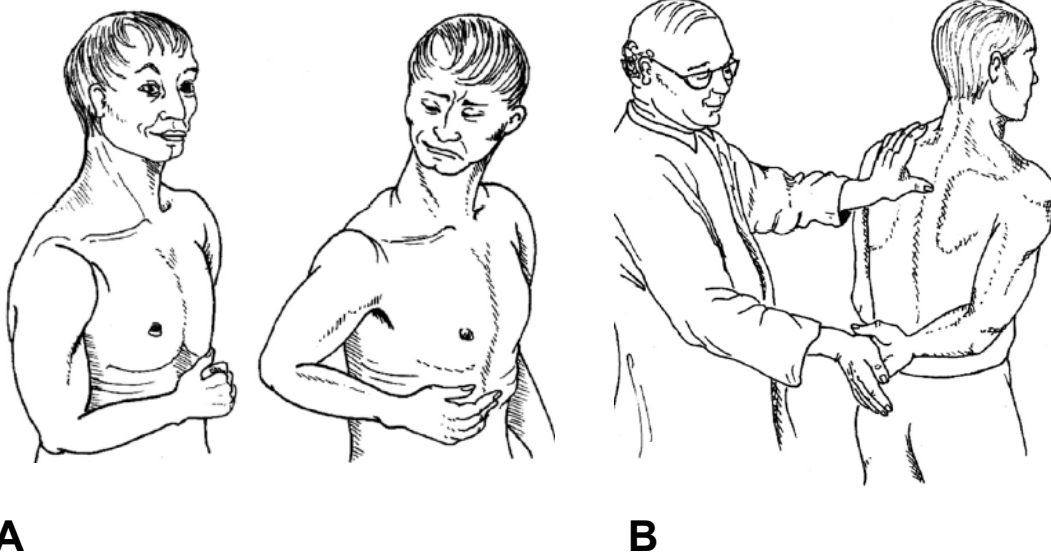


Abbildung 15: Muskeltest für M. subscapularis modifiziert nach Buckup: A: Napoleon-Zeichen, B: Lift off test¹⁰⁷

1.2.6.2 Bildgebende Verfahren

1.2.6.2.1 Sonographie

Die Vorteile der Sonographie als primäre Diagnostik der Rotatorenmanschettenruptur bestehen in ihrer Verfügbarkeit, den geringen Kosten und der Dauer der Untersuchung, der Möglichkeit einer dynamischen Untersuchung und der fehlenden Strahlenbelastung.²⁰ Der Nachteil der Sonographie ist die Abhängigkeit vom Untersucher.

Zur Diagnostik von Supraspinatusrupturen wird ein 7,5 MHz-Schallkopf verwendet²⁶, der im Transversalschnitt und Longitudinalschnitt zwischen Acromion und Coracoid angesetzt wird.²⁰ Sonographisch werden die Corticalis des Knochens, Flüssigkeitsansammlungen, sowie die Sehnen und ihre Beschaffenheit mit etwaigen Rupturen oder Kalkdepots beurteilt.²⁰ Ein Fehlen der Sehne, ein Kalibersprung oder eine Konturumkehr sprechen für eine Rotatorenmanschettenruptur.²⁰ Smith et al. beschreiben 2011 eine Sensitivität von 84% und eine Spezifität von 89% bei Partialrupturen, sowie eine Sensitivität von 96% sowie eine Spezifität von 93%⁴⁰ bei kompletten Rupturen.

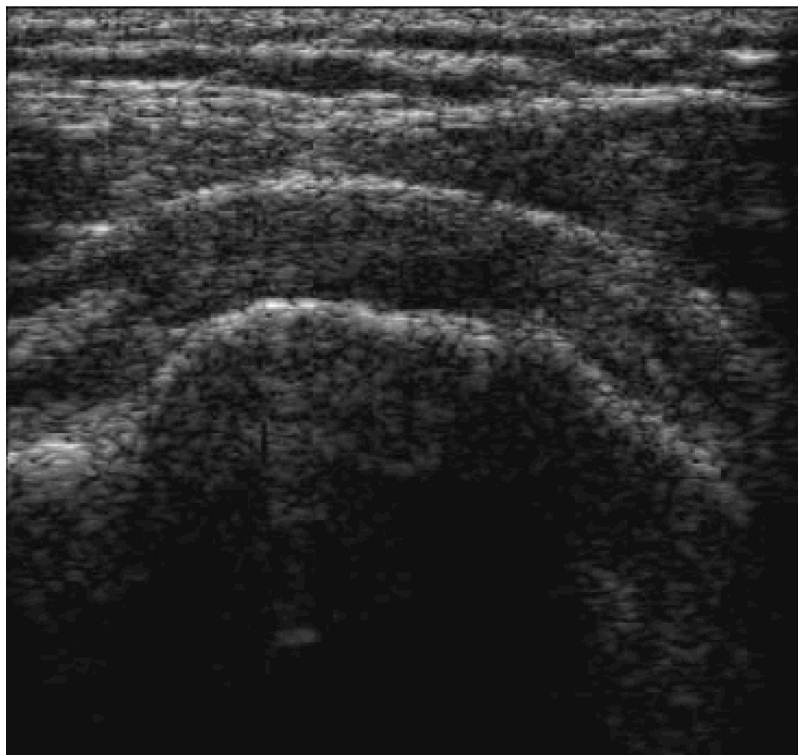


Abbildung 16: Ultraschallbild einer gesunden RM im Transversalschnitt

1.2.6.2.2 Röntgen

Zur Beurteilung von RM-Rupturen mittels Röntgen werden standardmäßig drei Aufnahmen angefertigt:

- eine “true a.p.” Aufnahme mit korrekter Einstellung des Gelenkspaltes,
- eine axiale Aufnahme
- eine Supraspinatustunnelaufnahme.

Neben knöchernen Pathologien wie Frakturen oder osteophytäre Anbauten zystischen Veränderungen, Verkalkungen von Sehnen kann auch ein Hochstand des Humeruskopfes erkannt werden. Ein acromiohumeraler Abstand (AHA) von weniger als 7 mm, der physiologische Abstand 7-15 mm, weist auf eine Massenruptur der Rotatorenmanschette hin.

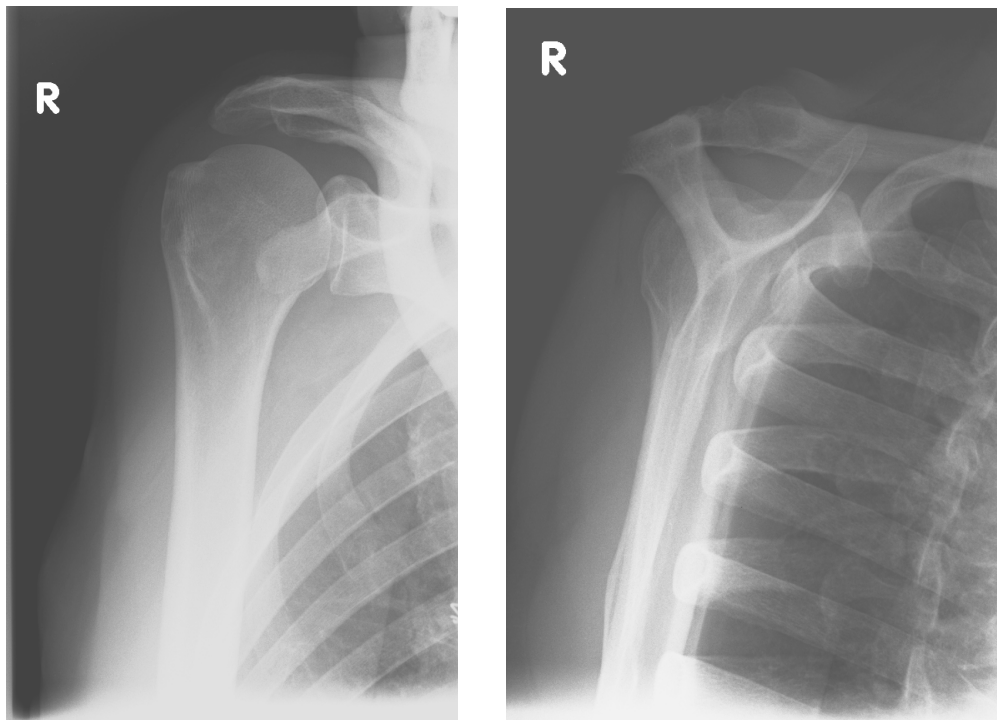


Abbildung 17: Röntgen Schulter re in 2 Ebenen mit deutlichem Humeruskopfhochstand

Ein Os acromiale und die Acromionform nach Bigliani lässt sich mittels axialer Röntgenaufnahme nachweisen. Bei ca. 69,8% der RM-Rupturen zeigt sich eine Hakenform des Acromion, bei 24,2% der Fälle die gekrümmte Form. Bei flacher Form ist eine Ruptur nur in 3 % der Fälle assoziiert.^{33,41}

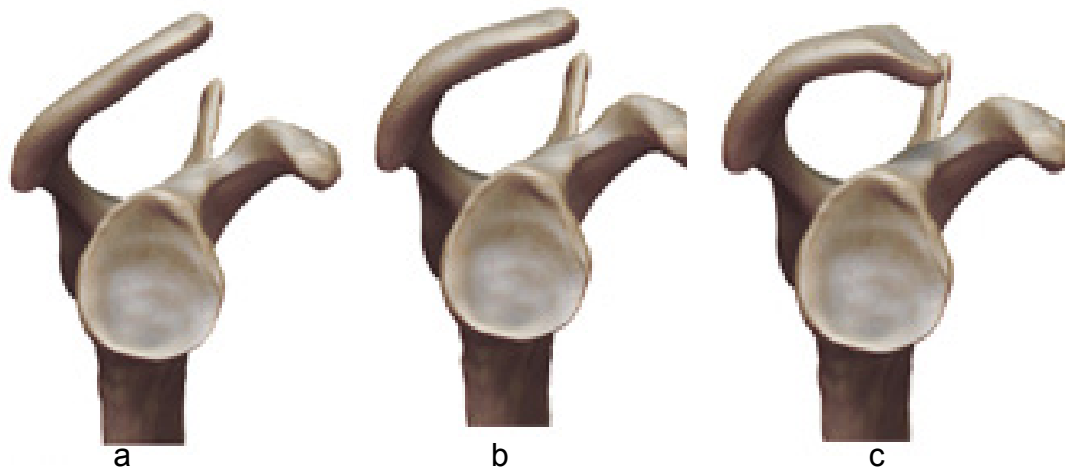


Abbildung 18: Acromionform nach Bigliani: **a.** flach, **b.** gebogen, **c.** hakenförmig⁴⁴

1.2.6.2.3 Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist eine teures, aber für die genaue Aufklärung einer RM-Ruptur wichtiges bildgebendes Diagnosemittel. Eine genaue Beurteilung der Defektgröße, Degeneration, Retraktion und Atrophie der Sehnen (Höhe des Musculus supraspinatus in der Fossa supraspinata = Zanetti Tangenzienzeichen) wird ermöglicht und liefert wichtige Informationen zur Operationsplanung.²⁰

Radiologisch kann auf Grund der fettigen Degeneration der Sehne mittels MRT eine Unterteilung der Sehnenrupturen nach Goutallier vorgenommen werden.⁴²

Einteilung nach Goutallier:

Grad 1	Grad 2	Grad 3	Grad 4
einzelnen Fettzellen	mehr Muskel als Fett	Gleich viel Muskeln wie Fett	mehr Fett als Muskeln

Tabelle 4: Einteilung auf Grund der Degeneration der Sehne nach MRT

Nach Patte kann der Retraktionsgrad der Sehnen der Rotatorenmanschette quantifiziert werden. Für die Retraktion wird die Lage des Sehnenrandes bezüglich der knöchernen Orientierungspunkte, dem Tuberculum majus und dem Glenoid verwendet.^{20,43}

Grad 1: Lage zwischen Tuberculum majus und Humeruskopf

Grad 2 :zwischen Humeruskopf und Glenoid

Grad 3:medial des Glenoids

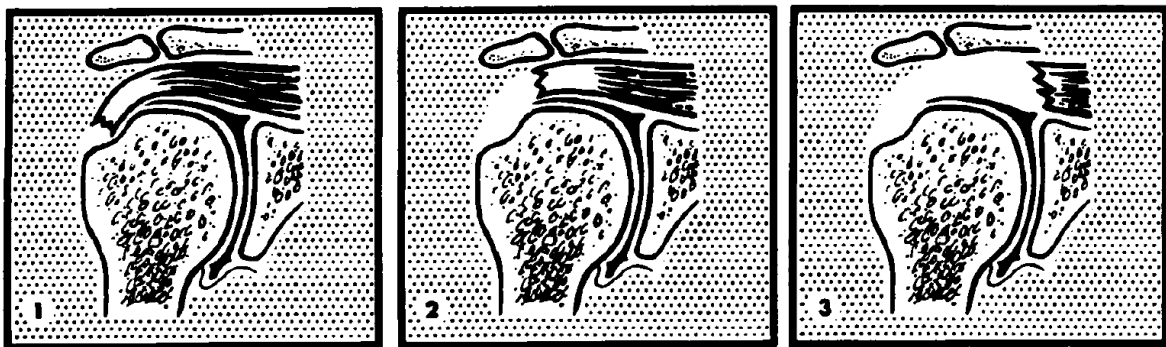


Abbildung 19: Retraktion der Sehne mit Lage zwischen: 1: Tub maj. und Humeruskopf 2: Kopf und Glenoid und 3: medial des Glenoids³⁶

Durch Injektion von Kontrastmittel intracapsulär oder auch intravenös kann die Beurteilung von Pathologien wie zum Beispiel Inflammationen, Capsulitis oder einer Labrumläsion erleichtert werden.¹⁷

Der größte Vorteil des MRT gegenüber der sonografischen Untersuchung ist das reproduzierbare untersucherunabhängige Ergebnis. Die MRT-Untersuchung kann auch bei beschwerdefreien Menschen Veränderungen der Supraspinatussehne bis hin zu Rupturen festgestellt.¹⁶

Nachteile sind Ausschlusskriterien wie implantierte Herzschrittmacher, oder Metallsplitter im Körper. Diese können aufgrund des Magnetismus zu Verletzungen führen bzw. bei nicht-magnetischem Metallen Bildartefakte erzeugen.

Smith et al beschreiben für die MRT Untersuchung eine Sensitivität von 80% und eine Spezifität von 95% bei Partialrupturen, sowie eine Sensitivität von 91% und eine Spezifität von 97% bei kompletten Rupturen⁴³.

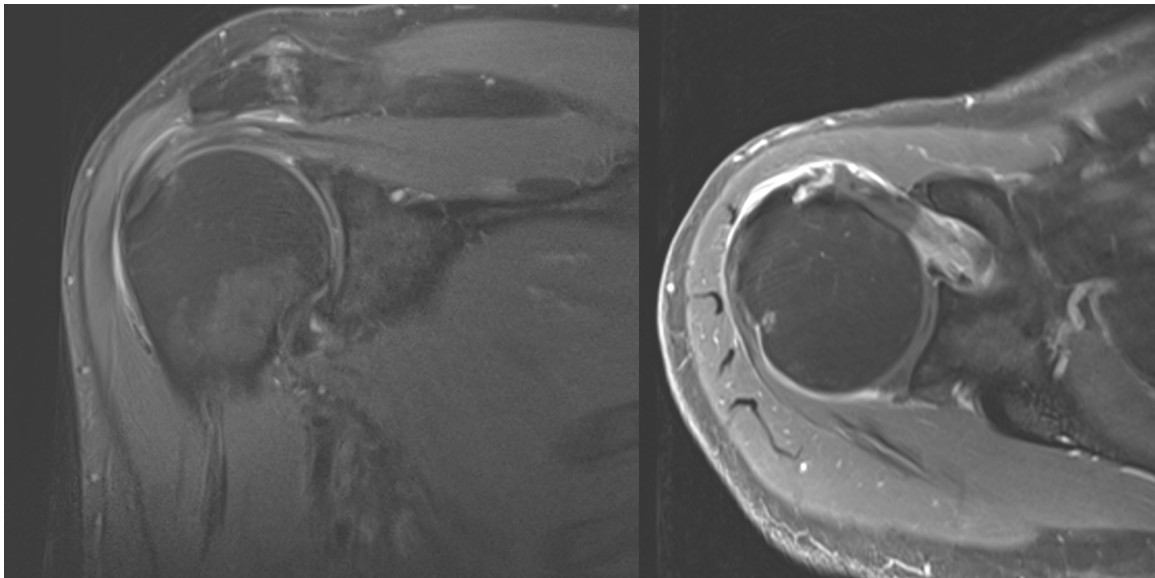


Abbildung 20: MRT einer Schulter mit rupturierter Rotatorenmanschette in Frontal- (rechts) und Transversalebene (li)

1.2.6.2.4 Die diagnostische Arthroskopie

Die diagnostische Arthroskopie kann bei klinischem Verdacht auf eine RM-Ruptur, wenn eine MRT-Diagnostik nicht möglich ist, eingesetzt werden. Bei der invasiven Bildgebung kann eine operative Therapie der Ruptur durchgeführt werden. Mit dem Arthroskop kann die Rotatorenmanschette, der Ansatz der langen Bicepssehne, die Integrität des Labrums, sowie Veränderungen an der Kapsel eruiert werden. (siehe auch Kapitel 1.2.7.2.4)

1.2.7 Therapie

Die Therapie der RM-Ruptur richtet sich neben dem klinischen und den radiologischen Befunden auch nach dem Aktivitätslevel, der zu erwartenden Compliance und eventueller Begleiterkrankungen. Das Patientenalter als Indikation für konservative oder operative Therapie ist auf Grund individuell verschiedener Ansprüche an die oberen Extremitäten nicht mehr aktuell.²⁶

1.2.7.1 Konservativ

Die konservative Therapie wird nach Rockwood⁴⁴ in drei Phasen eingeteilt.

In der primären Phase wird die Schulter mittels Gilchristverband ruhig gestellt und anschließend wird eine Reevaluation hinsichtlich einer OP-Indikation durchgeführt.¹⁶ Zur Schmerzreduktion können Analgetika und Antiphlogistika sowie Kälteapplikationen eingesetzt werden. Bei sehr starken Schmerzen kann Cortison und ein Lokalanästhetikum in die Gelenkhöhle oder bei Impingementsymptomatik subacromial injiziert werden.⁴¹

In der sekundären Phase wird mittels Physiotherapie eine Verbesserung der Beweglichkeit der Schulter angestrebt. Durch das Lockern verspannter und das Stärken von schwachen Muskeln wird das Kräfteverhältnis zwischen dem M. deltoideus und der Rotatorenmanschette ausgeglichen.⁴¹ Diese Therapie kann erst bei schmerzfreien Patienten durchgeführt werden.⁴¹

In der tertiären Phase wird die Integration des Patienten in den Alltag und die eventuelle Rückkehr zum Sport angestrebt.

Als supportive Therapie in allen 3 Phasen kommen physikalische Maßnahmen wie Elektro-, Thermo- und Ultraschalltherapien zum Einsatz.⁴¹

Für die primär konservative Therapie sprechen:

- asymptomatische Läsionen
- langsamen Beginn
- eine suffiziente Humeruskopfzentrierung im Glenoid
- degenerative Genese
- geringer Funktionsanspruch - beruflich wie Freizeit
- irreparable Rupturen geringer Schmerz
- Incompliance des Patienten in der Rehabilitationsphase

1.2.7.2 Operativ

Das Hauptziel der Rotatorenmanschettenrekonstruktion sollte die Zentrierung des Humeruskopfes im Glenoid, sowie die Kraftübertragung von der Muskulatur der Rotatorenmanschette auf den Oberarm mit hoher Fixationskraft, minimaler Lückenbildung und guter mechanischer Stabilität bei guter Einheilung im Knochen sein ⁴⁵.

Die operative Versorgung erfolgt offen, als mini-open oder mittels arthroskopischer Operation.

Die Indikationen zur operativen Therapie:

- Compliance
- akute traumatische Läsionen
- Schmerzen
- hoher Funktionsanspruch
- Dezentrierung des Kopfes sprich Mitbeteiligung von Subscapularis oder Infrapinatus
- Ruptur durch Hakenform des Acromions bzw. ein Os acromiale
- Versagen einer 3-6 Monate andauernden konservativen Therapie
- funktioneller Verlust der unteren Extremität bzw. des kontralateralen Armes

Absolute Kontraindikationen sind Schulterinfektionen und ein Acromiohumeralabstand von unter 5 mm.³⁷

1.2.7.2.1 Offene Rotatorenmanschettennaht

Die offene Rekonstruktion ist die älteste Variante der RM-Versorgung und wurde zum ersten Mal von Codman 1911 beschrieben.⁴⁶ Entlang der Langer'schen Hautlinien wird 1cm lateral des AC-Gelenkes auf eine Länge von 4 cm bis knapp 2cm ventral des Acromions die Haut gespalten und ca. 2 cm nach medial und lateral unterminiert.⁴⁶ Senkrecht dazu wird der Musculus deltoideus auf 4-6 cm gespalten. Das distale Ende wird via Naht vor weiterem Einreißen geschützt, da sich dort in unmittelbarer Nachbarschaft der Nervus axillaris befindet.⁴⁷

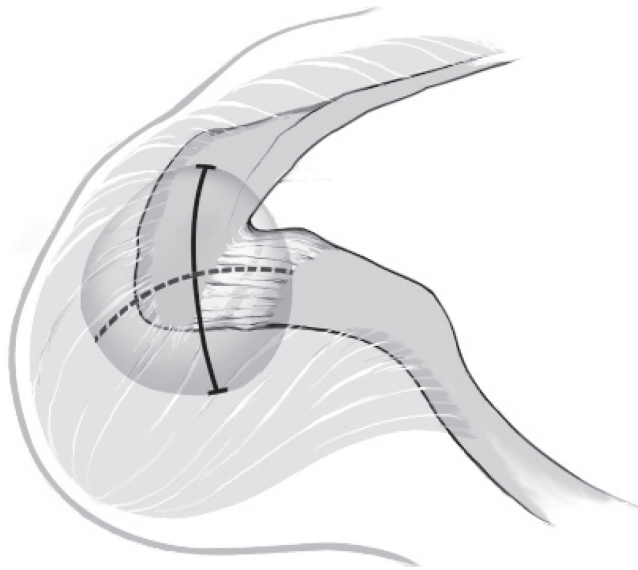


Abbildung 21: Schnittführung: Die durchgezogene Linie zeigt den Hautschnitt. Die gestrichelte Linie zeigt den Muskelschnitt. Die dunkelgraue Zone zeigt das Areal der Unterminierung⁴⁷

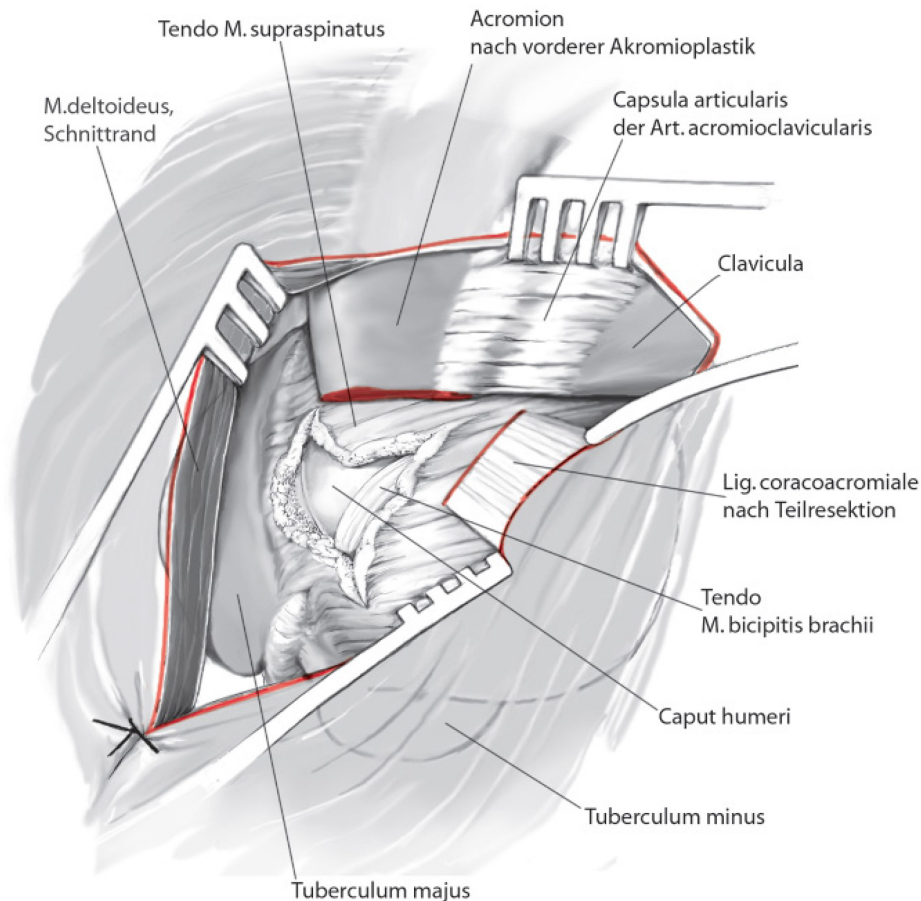


Abbildung 22: offene Operationsmethode: Blick auf die rechte Schulter bei einer L-förmiger Supraspinatussehnenläsion⁴⁷

Bei degenerativen Rupturen wird häufig eine subacromiale Dekompression mit Entfernung eines keilförmigen Anteiles des Acromions zur Erweiterung des Subakromialraums durchgeführt. Bei akuttraumatischen Rupturen kann auf eine Dekompression verzichtet werden⁴⁷.

Nach Überprüfung der langen Bicepssehne mittels Tasthaken und axialem Zug am Arm, wird mit der Vorbereitung für die Reinsertion der Sehne begonnen.

Voraussetzung für eine Reparatur der Rotatorenmanschette ist die Möglichkeit einer spannungsfreien Adaption der Sehne am Knochen. Häufig ist eine Mobilisation der Sehnen durch Lösen von Verklebungen und Verwachsungen im Subakromialraum oder unterhalb der rupturierten Sehne nötig. Die Mobilisation nach medial ist nur bis rund 15 mm über den Glenoidrand hinaus möglich, um eine Läsion des Nervus suprascapularis zu verhindern.⁴⁷

Die rupturierten Enden der Sehnen werden mit Nähten z.B. Mason-Allen Naht, eingespannt und transossär oder mittels Anker am Knochen befestigt.

1.2.7.2.2 Transossäre Rotatorenmanschettennaht

Bei der transossären Rotatorenmanschettennaht wird eine Knochennut in der Breite der Sehne aus dem Tuberculum majus gemeißelt und mit Bohrlöchern in kaudaler Richtung - bis knapp unter den Beginn des Tuberculum - vorbereitet. Die Fäden werden durch den Knochen geführt und anschließend verknotet.⁴⁷

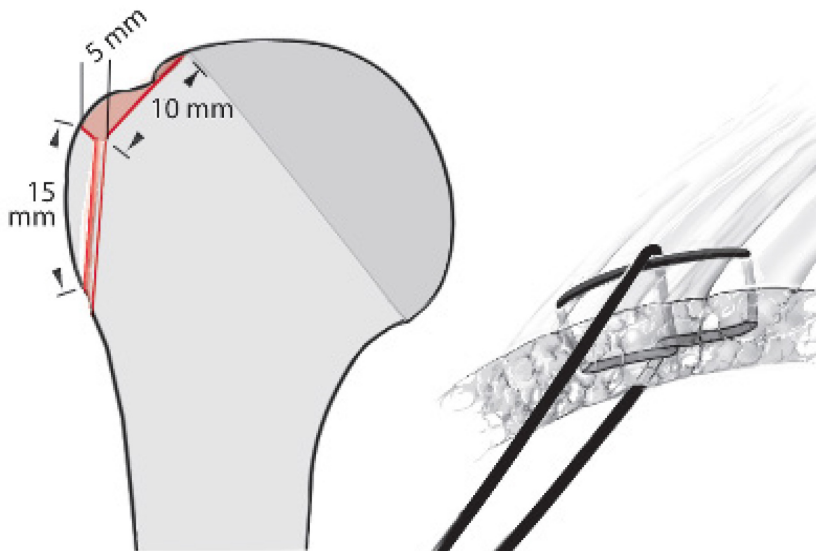


Abbildung 23: Knochenresektion mit Bohrlochkonfiguration und Mason-Allen Sehnennaht⁴⁷

Diese Methode wird vor allem bei der offenen bzw. mini open OP angewandt.

Die Anker werden je Herstellerangaben in einem speziellen Winkel, z.B. nach Burkhart et al.⁴⁷ Theorie des „deadman angels“ in 45°, in das Tuberculum majus eingeschlagen. Die verschiedenen Anker unterscheiden sich in ihrem Aufbau, ihrem Material, ihrer Komplexität der Setzung sowie dem Haltemechanismus (formschlüssig bzw. kraftschlüssig). Die primäre Stabilität der Anker hat sich seit Mitte der 90er Jahre stark verbessert und erreicht inzwischen ähnliche Ergebnisse wie die transossäre Fixierung.⁴⁸

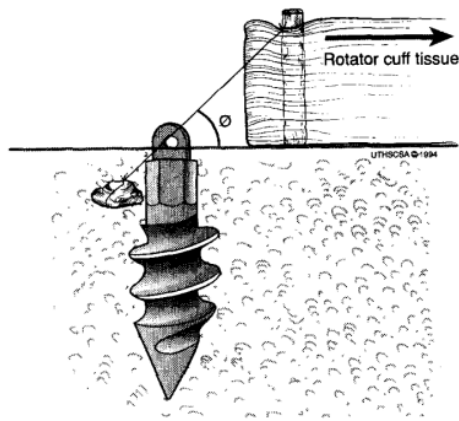


Abbildung 24: Anker in Knochen im Deadman-Angle implantiert.⁴⁸

Die offene Operationsmethode führt im Vergleich zu den beiden anderen Operationsmethoden zu einem größeren Weichteilschaden, einer größeren Narbe, sowie mit den größeren Zugängen zu einer Gefahr der Nervenläsion. Allerdings ermöglicht die offene Methode die Versorgung von größeren und komplexen Rupturen, sowie Sehentransfers.

Die im Vergleich zur arthroskopischen Operation kürzere Operationszeit verringert das intraoperative Risiko und reduziert potentielle Infektionen. Auf Grund der kürzeren Operationszeit ist diese Methode kostengünstig.

1.2.7.2.3 Mini-open Rotatorenmanschettennaht

Die Operation wurde erstmals von Levy et al. 1994 beschrieben⁴⁶. Über diesen Zugang lassen sich kleine Rupturen bis 3 cm sowie AHA von über 5 cm mit mittlerer Retraktion versorgen. Die Schulter wird zuerst arthroskopisch untersucht und ein Weichteilrelease von z.B. dem Lig. coracoacromiale oder ein Sehnendebridement sowie eine subacromiale Dekompression durchgeführt. Zur Refixation der Sehne im Knochen bedarf es einer kleinen Inzision von 3-4 cm durch den M. deltoideus ohne Ablösen des Muskels vom vorderen Rand des Acromions⁴⁶. Der potentielle Schaden am umliegenden Gewebe wird reduziert. Es kommt zu geringeren Deltainsuffizienzen bei vergleichbaren Ergebnissen bei Schmerzreduktion und Bewegungsfreiheit.

1.2.7.2.4 Arthroskopische Rotatorenmanschettennaht

Die modernste Form der Rotatorenmanschettenreparatur hat sich im Verlauf der letzten Jahrzehnte stark weiterentwickelt und liefert heutzutage gleichwertige Ergebnisse wie eine offene oder „mini open“ Operation bei minimierter Schädigung der Weichteile. Allein in den 10 Jahren von 1996 bis 2006 stieg die Anzahl der arthroskopischen Rekonstruktion um 600% an im Vergleich zu einer Zunahme von 141% bei der Gesamtanzahl der Operationen.²

Typische Indikationen für eine arthroskopische Operation sind Rupturen unter 3 cm, ohne größere Sehnenretraktion und ein acromiohumeraler Abstand von über 7 mm. Für diese Art der Operation werden mehrere Zugänge zum Gelenk geschaffen über welche mit verschiedenen Arbeitsgeräten die Sehne mobilisiert, adaptiert und anschließend wieder mittels Anker am Knochen reinseriert werden kann. Auch eine Entfernung der Bursa und eine acromiale Dekompression kann arthroskopisch durchgeführt werden.¹⁹

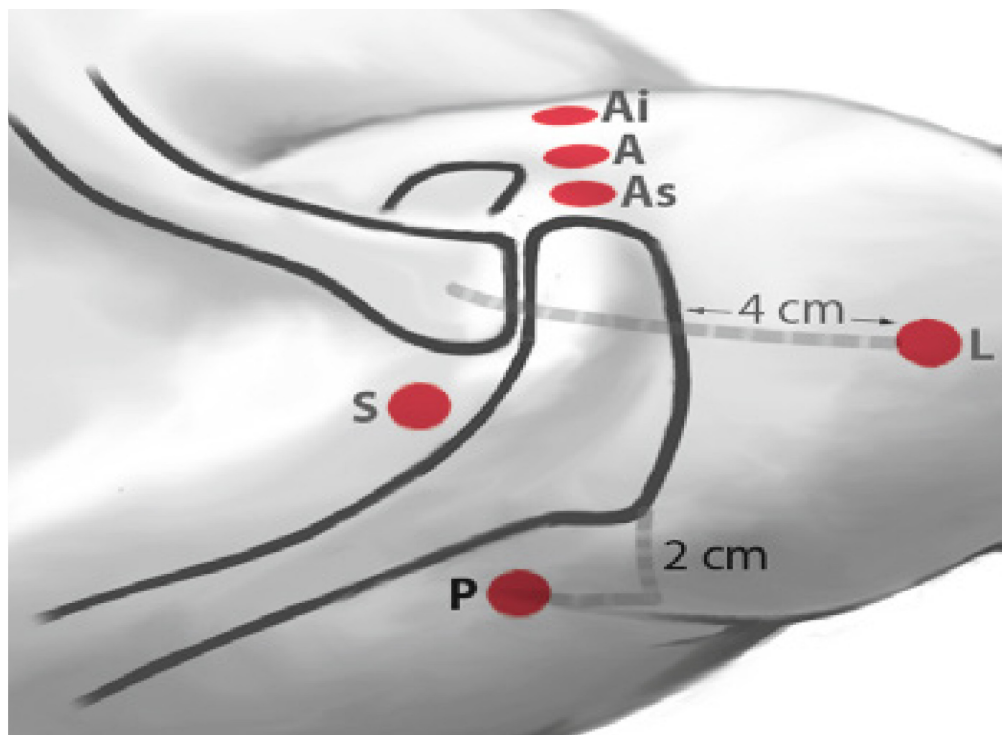


Abbildung 25: Arthroskopische Zugänge zur rechten Schulter: P: posterior, S: superior, L: Lateral, As: anterior, superior, A: anterior, Ai: anterior, inferior

Es besteht prinzipiell die Möglichkeit einer „single row“ oder „double row“ Fixierung der Sehne mittels Anker im Knochen. Beim single row wird die Sehne mittels Ankern lateral am Tuberculum majus fixiert. Die Anzahl der Anker wird von der Breite des Defektes bestimmt, wobei die Anker in einem Abstand von rund 1 cm platziert werden¹⁰. Bei dieser Methode wird aber nur rund die Hälfte

des ursprünglichen Knochensehnen-Interaktionsbereiches readaptiert. Bei „double row“ wird eine zweite Reihe von Anker eingebracht, welche die Verbindung der Sehne mit dem Tuberculum majus um 74% verbessert.⁴⁹

Yamaguchi et al.⁵⁰ vergleichen die verschiedenen Methoden (siehe Tabelle 5):

	Klassisch offene Technik	Arth. assistierte Mini-open Technik	Vollständig arth. Technik
Glenohumerale Evaluation	Nein	Ja	Ja
Eingeschränkte Mobilisation	Ja	Ja	Ja
Ausgiebige Mobilisation	Ja	Nein	Ja
M. deltoideus Schonung	Nein	Ja/Nein	Ja
Sehnengreifende Naht	Ja	Ja	Nein
Transossäre Naht	Ja	Ja	Nein
Fadenanker	Ja	Ja	Ja
Frühe passive Beweglichkeit	Ja	Ja	Ja
Frühe aktiv unterstützte Beweglichkeit	Nein/Ja	Ja	Ja
Frühe aktive Beweglichkeit (kleine Rupturen)	Nein	Ja	Ja

Tabelle 5: Vergleich zwischen klassischer, mini open und arthroskopischer Technik (mod. nach Yamaguchi et al.)⁵¹

1.2.8 Rehabilitation

Das Ziel der Rehabilitation ist der Schutz der RM-Reparatur, die Einheilung der Sehne im Knochen und der Wiedergewinn der Beweglichkeit und Kraft der Schulter bei größtmöglicher Schmerzfreiheit für den Patienten. Abhängig vom Operationstyp, Operationszugang, Art der Ruptur, Qualität der Sehne und der Bereitschaft des Patienten wird die Rehabilitation zwar unterschiedlich aufgebaut, jedoch bleibt das Grundprinzip der Rehabilitation nach Rockwood in 3 Phasen unverändert.⁴⁶

In der primären Phase nach Rockwood, den ersten 7 Wochen, besteht die Hauptaufgabe der Rehabilitation in einer Schonung und passiven schmerzfreien Mobilisation.

Die Schonung des betroffenen Armes wird mit einem Gilchristverband bzw. einem Abduktionskissen sichergestellt. Bei spannungsfreier Naht kann sofort ein Gilchrist Verband für 4-6 Wochen angelegt werden. Bei einer Naht mit Spannung ist ein Abduktionskissen mit 30° Abduktion/20° Flexion anzuwenden, da im Gilchrist die Spannung zu hoch ist.²⁰

Die passive, schmerzfreie Mobilisation wird direkt postoperativ gestartet. Eine Steigerung von anfangs max. 60° Abduktion, 60° Flexion und 10° Außenrotation bis auf finale max. 90° Abduktion, 145° Flexion und 45° Außenrotation ist das Ziel. Die Schulung des nichtbetroffenen Armes für Alltagsaktivitäten dient zur Schonung des betroffenen Armes während der Rehabilitation.¹⁹ Bei komplexeren Rupturen bzw. intraoperativ eruierbaren Spannungen der Reparatur mit größerer Gefahr eines Versagens kann der Operateur eine geringe Mobilisation der Schulter veranlassen.⁴⁶ Zum Ende der 1. Phase sollte die Abduktionsschiene abtrainiert werden.

Die 2. Phase (Woche 7 bis 12) dient der Reaktivierung der Schulter mit Mobilisation, Koordination und leichter Kräftigung. In diesem Zeitraum beträgt die Sehnen-Knochen-Verankerung erst rund 50% der maximalen Festigkeit.²⁰ Die Bewegungen können frei durchgeführt werden und eine Wiederaufnahme von „schulterschonenden“ Berufen sowie alltäglichen Belastungen wie Autofahren können in der Regel wieder aufgenommen werden.¹⁹

Ab der 12. Woche beginnt die Kräftigung der Schultermuskulatur und es auch können Berufe, mit Belastung der Schulter wieder aufgenommen werden, eventuell ist die Ausübung von Sportarten mit Schulterbelastungen (z.B. Tennis) möglich.¹⁹

Nach 21 Wochen sollten die Patienten zur täglichen Routine zurückkehren können, ohne besonders auf Belastungen für die Schulter achten zu müssen.

Mit einem endgültigen Erreichen einer Restitutio ad integrum wird erst in einem Zeitraum von 6-9 Monaten gerechnet.¹⁹

1.2.9 Prognose

In der Literatur werden die Zufriedenheit des Patienten, die Schmerzreduktion, die Beweglichkeit der Schulter sowie die Kraft als Ziele der Therapie gesehen.

Bei einer nichtoperativen Therapie wird eine Schmerzlinderung und Zufriedenheit bei durchschnittlich 50% der Patienten erreicht.

Das Bewegungsausmaß wurde durch eine nicht invasive Therapie im Verlauf deutlich gesteigert. Der Funktion- bzw. Kraftverlust kann nicht wieder aufgebaut werden und es ist eine Größenzunahme der Rupturen mit der Zeit möglich.⁵¹

Für die operative Variante beschreiben 85% der Patienten eine Schmerzreduktion. 92% der Patienten sind mit der operativen Versorgung zufrieden, bei der nichtoperativen Variante sind es 77%⁵². Komplikationen wie Infektionen traten in den Studien sehr selten bei der operativen Versorgung auf.⁵² Die Rerupturrate nach operativer Versorgung beträgt zwischen 13% und 68 %⁵³. Die Tendenz zu vermehrten Auftreten ist abhängig von der Größe der primären Rupturen⁵⁴:

- 10% bei unter 2 cm²
- 16% bei 2-4 cm²
- 31% bei 4-6cm²
- 50% bei 6-8 cm²

1.3 Zielsetzung

Ziel der in-vitro Studie ist es, zu überprüfen ob die Primärstabilität von Rotatorenmanschettenrupturen allein durch die doppelte Anzahl von Knoten, Nähten und Ankern beeinflusst werden kann.

Pietschmann et al.⁵⁵ untersuchten die Primärstabilität von Fadenknoten in trockenem und feuchtem Milieu und dabei zeigte der Faden FiberWire® USP 2-0 der Firma Arthrex® (Naples, FL, USA) die besten Ergebnisse hinsichtlich primärer Stabilität.

Verglichen wurde mit folgenden Fäden:

- Orthocord® von DePuy® (Mitek, Raynham, MA, USA)
- Hi-Fi® Faden von Livatex® (Largo, FL, USA)
- Ethibond*Excel® von Ethicon® (Somerville, NJ, USA)
- PDS II® von Ethicon® (Somerville, NJ, USA)

In der gleichen Studie zeigen Pietschmann et al.⁵⁵ die Vorteile der Knotentechnik mit zwei Rutschknoten, Duncan und Roeder, gegenüber zwei nicht Rutschknoten

Aufgrund der zunehmenden Anzahl an arthroskopischen Operationen in den letzten Jahren wurden für die vorliegende Studie die beiden Rutschknoten (Duncan und Roeder) mit dem Faden FiberWire® USP 2-0 der Firma Arthrex® untersucht. Diese Knoten haben den Vorteil extrakorporal geknüpft und an die gewünschte Stelle geschoben werden können. Der große Nachteil der Knoten ist das Risiko der Schaffung eines Luftknoten bzw. ein Durchschneiden des Fadens durch die Sehne beim Vorschieben zur Refixationsstelle.

In der Dissertation von Urs Hüttel aus unserem Labor für Biomechanik und experimenteller Orthopädie wurden Fäden mit verschiedenen Nahtsystemen verglichen:

Nahttechniken:

- *Single-Stich*
- Matratzen Naht
- Mason-Allen Naht

Fadenmaterial:

- Ethibond*Excel® von Ethicon® (Somerville, NJ, USA)
- Fiber Wire® der Firma Arthrex® (Naples, FL, USA)

- Orthocord® von DePuy® (Mitek, Raynham, MA, USA)

Hierbei kam er zu dem Ergebnis, dass der Faden FiberWire® USP 2-0 der Firma Arthrex® die beste Primärstabilität aufweist. Bei den Nähten zeigten die *Single-Stich* die schwächsten und die Mason-Allen Naht die besten Ergebnisse mit dem FiberWire® Faden.

Wir haben uns für diese Studie deshalb für den FiberWire® Faden mit den beiden Nahttechniken *Single-Stich* und Mason-Allen entschieden.

Pietschmann et al.⁵⁶ untersuchten an humanen Humeri unterschiedlicher Knochendichte die biomechanische Primärstabilität von fünf verschiedenen Fadenankern mit unterschiedlichen Fixationseigenschaften:

- SwiveLock® der Firma Arthrex® (Naples, FL, USA)
- Opus Magnum 2® der Firma Arthorcare (Austin, TX, USA)
- PushLock® der Firma Arthrex® (Naples, FL, USA)
- Kinsa RC® der Firma Smith&Nephew plc.® (London, UK)
- Versalok® der Firma DePuy® (Mitek, Raynham, MA, USA)

In Anlehnung an diese Studie haben wir uns für die Verwendung des kraftschlüssigen Bio-Corkscrew® Ankers der Firma Arthrex® (Naples, FL, USA) und des formschlüssigen Opus Magnum 2® der Firma Arthorcare® (Austin, TX, USA) entschieden.

Der formschlüssige Opus Magnum 2® erreichte in der Studie von Pietschmann et al.⁵⁷ die geringsten Werte bei der maximalen Versagenskraft und zeigt sich dabei unabhängig von der Knochendichte.

Der Bio-Corkscrew® wurde für diese Studie ausgewählt, da er ähnlich wie der SwiveLock der Firma Arthrex® (Naples, FL, USA) als Schraubanker kraftschlüssig agiert und hierbei sehr gute Werte bezüglich der Primärstabilität erreichte.

Für diese Studie wurden die Knotentechniken, Nahttechniken und Fadenanker mit der geringsten und der höchsten Primärstabilität verglichen und inwiefern die Verdopplung der Anzahl dieser die biomechanische Stabilität beeinflusst.

Folgende Fragen sollten im Zuge dieser Arbeit beantwortet werden:

- Verbessert ein zweiter Anker, eine zweite Naht bzw. ein zweiter Knoten die Primärstabilität der Reparatur oder wird dadurch die Integrität soweit gestört, dass sich die Ergebnisse verschlechtern?

- Wo liegt das schwächste Glied in der Primärstabilität der Rotatorenmanschetten-Reparatur; ist es notwendig die Anker und Fäden immer weiter zu verbessern oder ist das Limit der Reparatur durch die Sehnenqualität gegeben?

2 Material und Methoden

2.1 Knotenversuche

2.1.1 Nahtmaterial

Die Versuche wurden mit dem FiberWire® USP 2-0 der Firma Arthrex® durchgeführt. Der Faden besteht aus einem fein geflochtenen ultra-hochmolekularen Polyethylen-Kern mit einer mittleren Mol-Masse von bis zu 6000 kg/mol mit einer Dichte von 0,93–0,94 g/cm³ (Ultra high-molecular weight polyethylene: UHMWPE). Der Kern wird von einem Geflecht aus Polyester und UHMPWE ummantelt.^{58,59}



Abbildung 26: Fadenverpackung und Fäden

Der große Vorteil des Fadens ist laut Hersteller seine im Vergleich zu den anderen für Rotatorenmanschettenrupturen verwendeten Fäden große Widerstandskraft. Ein Reißen des Fadens ist auf Grund seines Aufbaues beim Knoten sehr selten.⁶⁰ Dieser Faden zeigt in Studien im Vergleich zu den anderen bei RM Rupturen gängigem Nahtmaterial bessere Ergebnisse.^{116, 117} Der Aufbau des Fadens kann ein leichteres Aufrutschen des Knotens als Versagensmechanismus auslösen.⁶¹ Der FiberWire® Faden zeigt im Vergleich

zum Orthocord® Faden als nachteilige Eigenschaft ein stärkeres Einschneiden in die Sehne.¹¹⁵

2.1.2 Knotentechnik

Bei den Tests für diese Studie haben wir uns für die beiden Rutschknoten Duncan (auch Fisherman genannt) und Roeder entschieden. Rutschknoten werden außerhalb des Gelenkes geknotet und mit einem Knotenschieber bis zur Refixationsstelle geschoben, um dort die beiden Fadenenden zu adaptieren. Für die Verwendung von Rutschknoten ist die freie Beweglichkeit beider Fadenenden eine Voraussetzung.⁶² Der Grundaufbau der Rutschknoten ist ein fixer Steg/Post um den Schlaufen in unterschiedlicher Anordnung gelegt werden. Das gelenkferne Fadenende dient als Steg⁶³. Der so gebildete Rutschknoten wird mittels 4 obligatorischen Halbschlägen mit wechselndem Steg gesichert.

Der Duncan Loop

Für den Duncan Knoten⁶³ wird der Steg doppelt so lang wie die Schlaufe gewählt. Die Schlaufe über den Steg wird gebildet, indem der Loop einmal über den Daumen und Zeigefinger, welche den Steg halten, gelegt wird. Anschließend wird die Schlaufe viermal um den Steg und sich selbst gelegt. Das Ende des Loops wird durch die zuvor geschaffene Schlaufe gezogen und alles wird festgezogen. Der feste Knoten kann durch Zug am Steg zur Refixationsstelle befördert werden. Der Rutschknoten wird durch 4 Halbschläge gesichert, wobei der erste Halbschlag bei gleichem Steg unterhalb und der zweite bei vertauschtem Steg oberhalb geknotet wird. Der Dritte wird wie der erste und der vierte wie der zweite geknotet. Der Knoten muss ständig unter Zug gehalten werden, um eine Lockerung des Knotens zu vermeiden.⁶³ (siehe Abbildung 27)

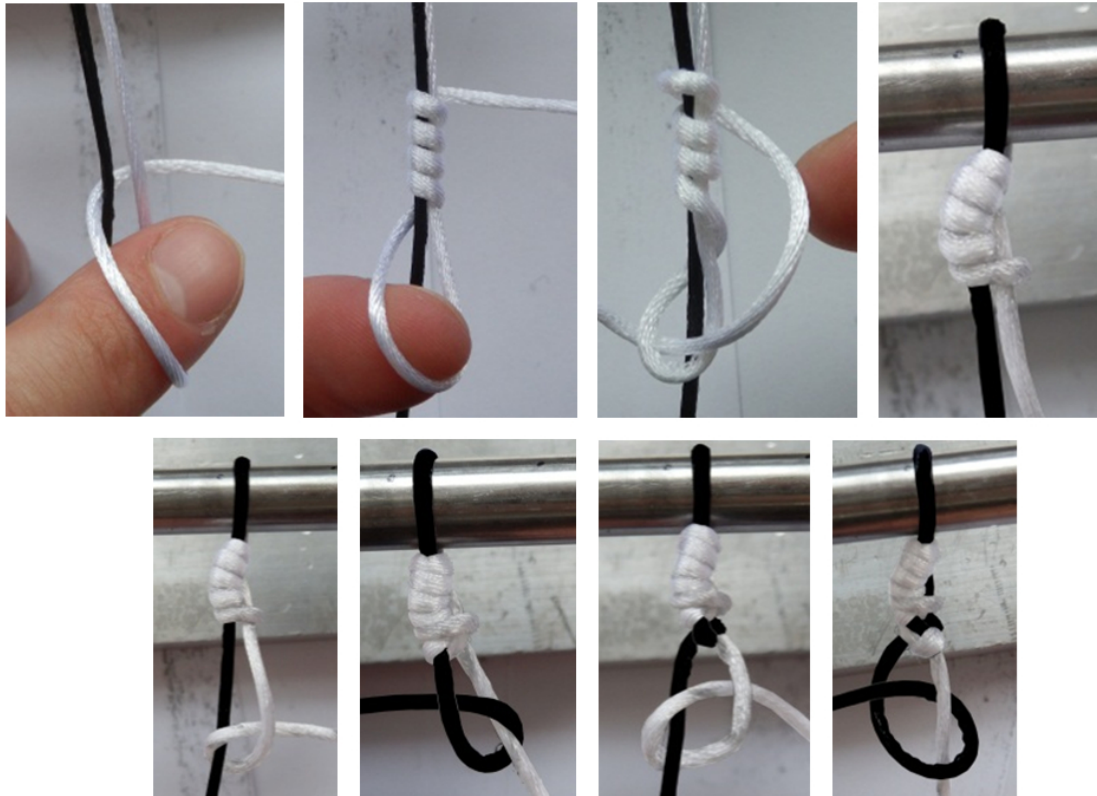


Abbildung 27: Knotenanleitung des Duncan Knoten und Sicherungsknoten

Der Roeder Knoten

Beim Roeder Knoten⁶³ wird mit zwei parallelen Enden gestartet, wobei der Steg halb so lang ist wie die Schlaufe. Die Schlaufe wird von oben über den Steg gelegt und anschließend über den Steg und sich selbst, sodass eine 8 entsteht. Als nächster Schritt wird die Schlaufe um den Steg gelegt und oberhalb der Schlaufe wieder herausgeführt. Das Ende der Schlaufe wird nun über die unterste Querung und unter die zweite Querung geführt. Der Roeder Knoten kann festgezogen und durch Zug am Steg an die gewünschte Stelle gebracht werden. Die Sicherung erfolgt wie auch beim Duncan Knoten mit 4 halben Schlägen mit wechselndem Steg und wechselnder Richtungen. (siehe **Abbildung 28**)

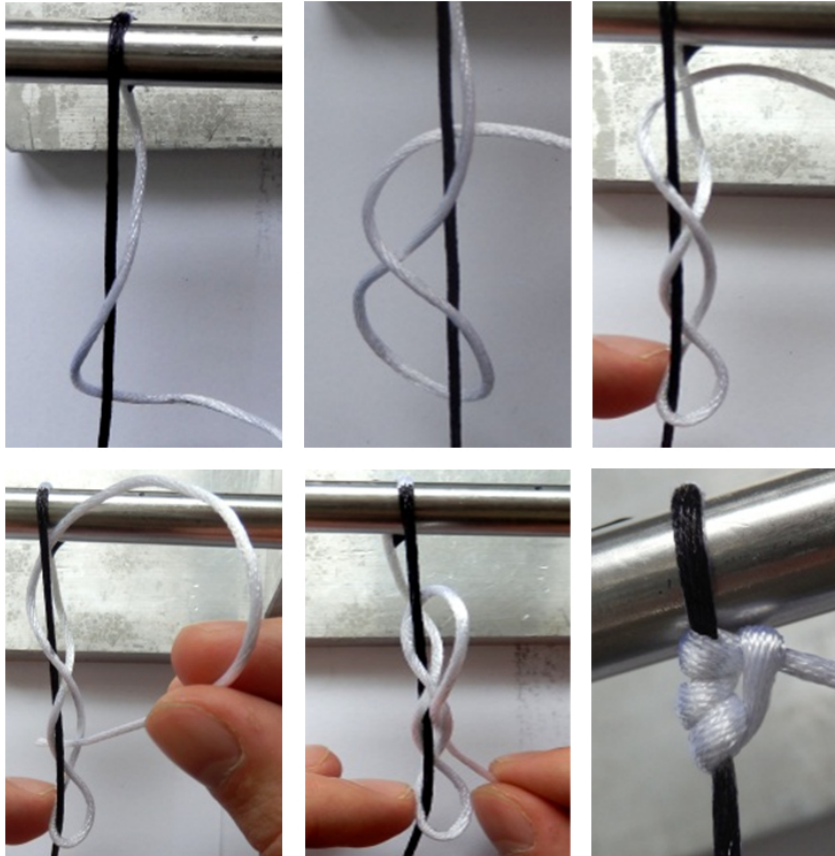


Abbildung 28: Knotenanleitung des Roederknoten

2.1.3 Versuchsaufbau

Die Tests wurden mit der Universalprüfmaschine Zwick® Model Z010/TN2A (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Germany) mit einer Messspanne von 20 N bis 10 kN und einer Messunsicherheit von 0,21% durchgeführt. Die Daten wurden mittels testXpert Software, Version 5.0 (Zwick) erfasst.

Insgesamt wurden 20 Duncan und 20 Roeder Knoten um einen Stahlzylinder mit 30 mm Durchmesser geknotet. Auf Grund der in der Literatur angegebenen Approximation für die Größe der Schlaufe bei einer Rotatorenmanschettenreparatur wurde der Durchmesser von 30 mm gewählt.^{59,63}

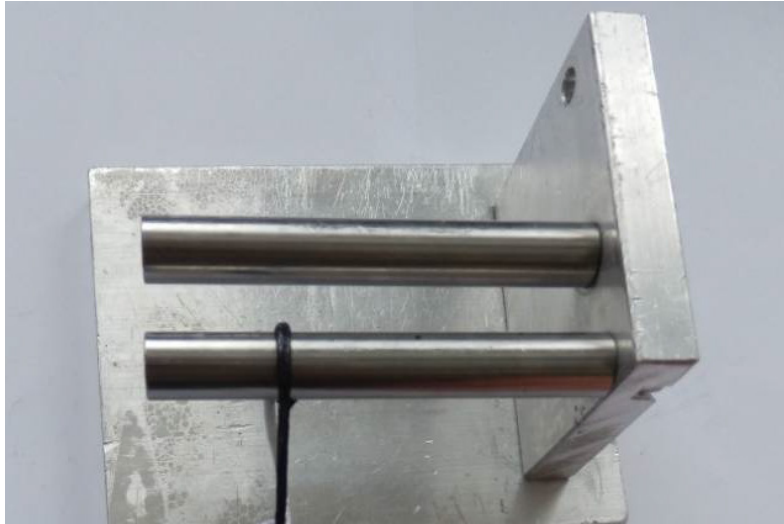


Abbildung 29: Stahlzylinder mit 30 mm Durchmesser

Wir haben 10 einzelne Duncan Knoten, 10 doppelte Duncan Knoten und 10 einzelne und 10 doppelte Roeder Knoten getestet.

Zur Befestigung der Fäden wurde eine spezielle Fadenhaltevorrückung verwendet. Diese besteht aus einer Eisenplatte, umgeben von einem 10 cm hohen Acrylglas-Ring. Aus der Mitte der Platte ragt ein L-förmiger Metallstift mit einem Durchmesser der horizontalen Verstrebung von 10 mm. Die Fadenhaltevorrückung wird an die Bodenplatte der Zwick mit Schraubzwingen befestigt.

An der Traverse der Zugmaschine ist ebenfalls ein L-förmiger Metallstift befestigt; Horizontalverstrebung ebenfalls 10 mm.

Die 30 mm Fadenschlinge wird zwischen den beiden Horizontalverstrebungen eingespannt.

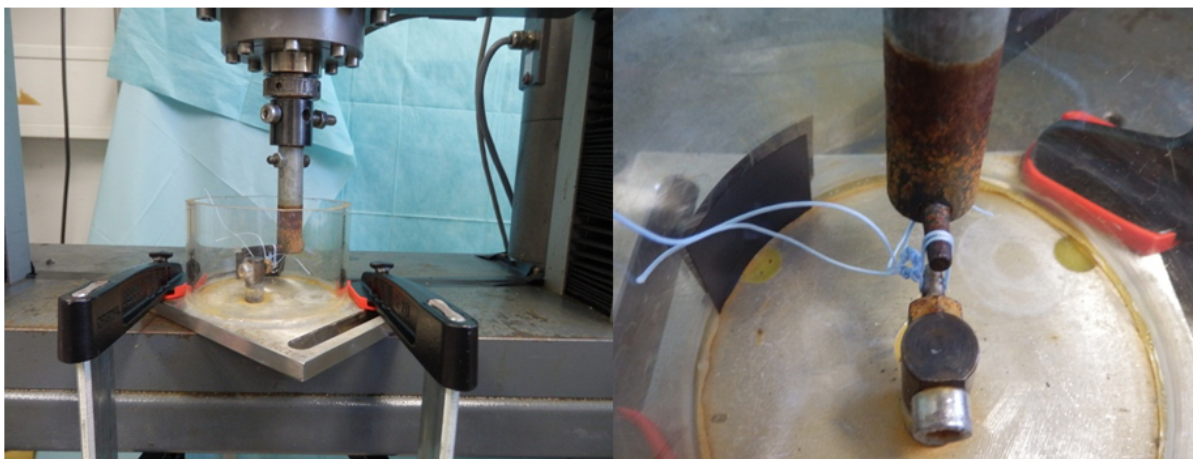


Abbildung 30: Aufbau Knotenversuch

Die zwei Fäden mit denselben Knoten wurden nach der Befestigung in der Maschine wie bei den Vorversuchen Pietschmann et al.⁵⁶ mit einer Vorlast von 10 N zur Eliminierung jeglicher durch Übertragen des Knotens entstandener Abweichungen gespannt. Für die Testung wurde eine zyklische Belastungsform gewählt, welcher der physiologischen Belastung eher entspricht als eine lineare Beschleunigung.^{64,65,66}

Die Anfangsbelastung wurde bei 25 N festgelegt und nach 100 Zyklen mit einer Dehnungsgeschwindigkeit von 20 mm/min um 25 N gesteigert. Die zyklische Belastung wurde solange gesteigert bis entweder der Knoten im Sinne eines Faden-Durchzuges oder der Faden durch Riss versagten, beziehungsweise die Zyklen bei 200 N überstanden wurden. Bei noch intaktem Knoten wurde ab 200 N mittels linearer Zugkraftsteigerung ein Versagen des Knotens provoziert.

2.1.4 Messparameter

Bei dem Test wurden folgende Parameter bestimmt:

1. Die Ausreisskraft (F_{\max} in Newton): Dies ist die Kraft in Newton, die notwendig ist, um ein Versagen des Systems zu provozieren. Es wurde der letzte vollständige Zyklus gewertet.
2. klinisches Versagen (in Newton): Kraft die notwendig ist um eine Längung des Systems über 3 mm zu erreichen. Bei größerem Displacement kommt es zu einem Verlust des Kontaktes der primär verbunden Schenkel, also einer *gap formation*, wodurch die Integration am *footprint* des Tuberculum majus reduziert wird.⁶⁷
3. Primäres Displacement (in mm): irreversible Dehnung des Nahtmaterials sowie des Knotens; Dieser Werte misst die Fähigkeit des Knotens seine primäre Schlaufengröße zu halten und ist wichtig für das Beibehalten der Adaptation der Sehne am Knochen.
4. Versagensmechanismus: Durchrutschen der Faden durch den Knoten, Lösen des Knotens oder ein Riss des Knotens.

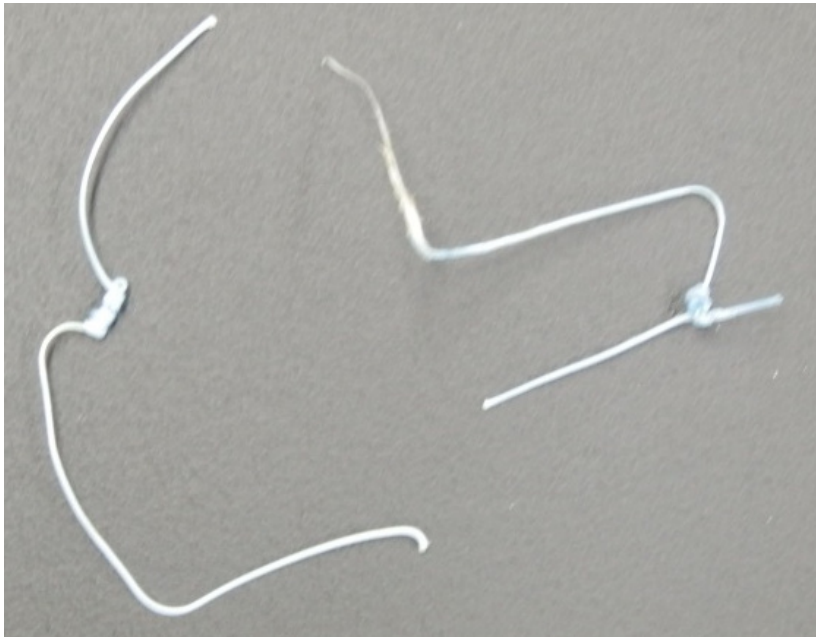


Abbildung 31: Fadendurchzug li. und Fadenriss re. als Versagensmechanismen

2.2 Sehnenversuche

2.2.1 Präparate

Für die Testung des Sehnen-Naht Interface wurden humane Supraspinatussehnen verwendet. Diese wurden von der Rechtsmedizin der LMU München zur Verfügung gestellt. Die Humanpräparate wurden 24h post mortem entnommen und nach dem Transport sofort bei uns bei minus 21° Celsius eingefroren. Jede Schulter wurde 24 Stunden bei plus 4° Celsius langsam aufgetaut. Anschließend wurden die Rotatorenmanschette unter ständigem Feuchthalten mittels isotoner Kochsalzlösung (0,9% NaCl) von Scapula und Humeruskopf abpräpariert. Die Supraspinatussehne wurde auf ihre makroskopische Unversehrtheit überprüft und falls möglich in einen gleich großen anterioren und posterioren Schenkel geteilt. Ausschlusskriterien für die Studie waren Rotatorenmanschetten Rupturen, Verkalkungen im Bereiche der Rotatorenmanschette sowie der Zustand nach Rotatorenmanschettenrekonstruktion. Für die benötigten 48 Sehnenhälften wurden insgesamt 30 Schultern präpariert, 3 wurden aus oben genannten Gründen aus der Versuchsreihe ausgeschlossen und somit kam es zu einer Gesamtzahl von 27 Schultern mit einem durchschnittlichen Alter zum Zeitpunkt des Todes von 68,31 Jahren (SD +/- 11,55 Jahre) Die verbleibenden 6 Sehnenteile wurden nach kompletter Präparation auf Grund von makroskopischen Aspekten mit vorhandener Teileinriss bzw. Kalkeinlagerungen aus den Versuchen ausgeschlossen.

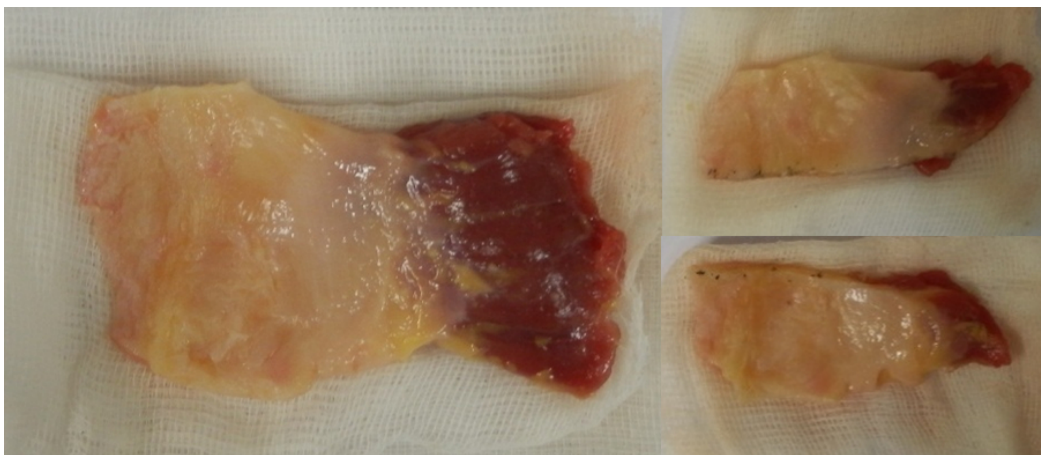


Abbildung 32: Supraspinatussehne komplett und für Versuche geteilt

2.2.2 Nahtmaterial und Nahttechnik

Für die Sehnennähte wurde ebenfalls der UHMWPE USP 2 (*united states pharmacopeia*) FiberWire® der Firma Arthrex® verwendet. In der Dissertation von Dr. Urs Hüttel aus unserem biomechanischen Labor zeigte dieser unabhängig vom Nahttyp die besten Ergebnisse.⁶⁰ Dieser Faden wird ebenfalls häufig in der Literatur erwähnt und kann somit besser verglichen werden.^{62,91,106}

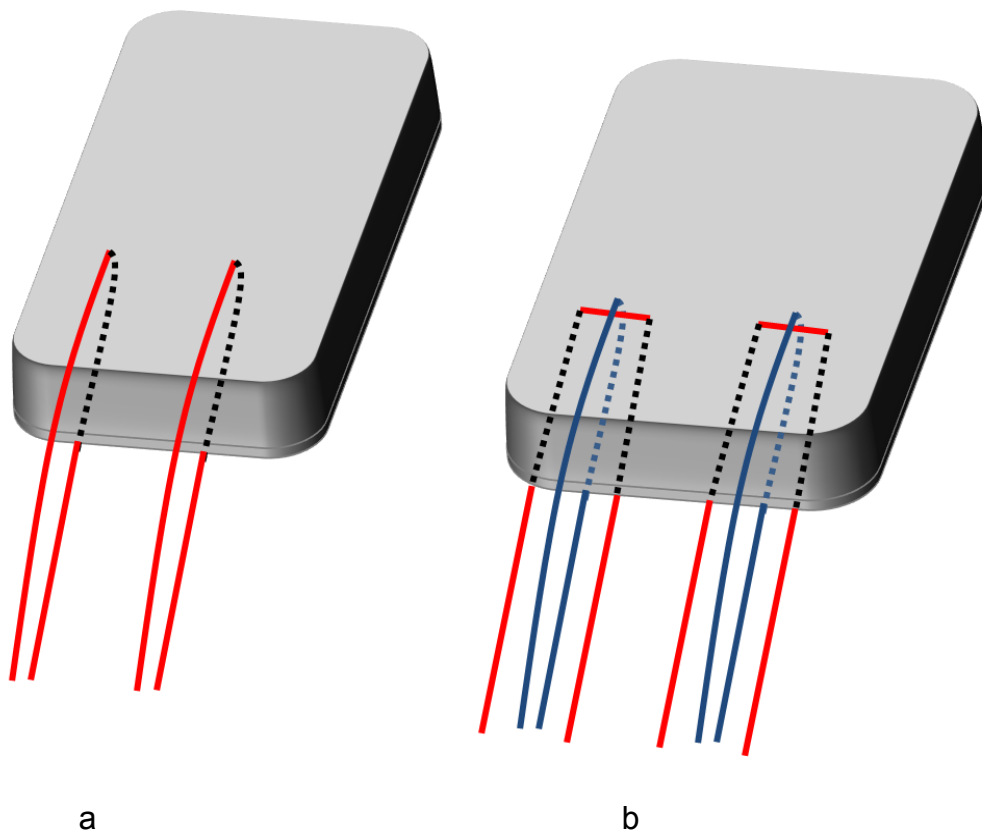


Abbildung 33: Skizze zum Aufbau der Sehnennaht: a:Aufbau Single-Stich mit Fäden sichtbar (Rot) und Fäden unterhalb Sehne (schwarz gestrichelt) b: modifizierte Mason-Allen mit Fäden sichtbar (rot und blau) und Fäden unterhalb der Sehne (grün und schwarz gestrichelt)

Als Nähte wurden die einfache *Single-Stich* Naht und die modifizierte Mason-Allen Naht gewählt. Beim *Single-Stich* wurden in die halbierte Sehne rund 10 mm vom Ansatz der Sehne entfernt jeweils zwei einfache die Sehne durchdringende Stiche gesetzt. Dabei wurde darauf geachtet, dass mindestens 8 mm zwischen den einzelnen Stichen liegen und dass der Abstand zum anterioren und posterioren Rand zumindest 2 mm beträgt.

Für die modifizierte Mason-Allen Naht wurde rund 10 mm vom Ansatz der Sehne und 2 mm vom anterioren Rand entfernt ein Stich von der dem Gelenk zugewandten Seite gemacht und in 8 mm Entfernung erneut auf der gleichen Höhe in die Gegenrichtung gestochen. So entsteht eine rund 8 mm lange Matratzennaht. Anschließend wird diese *Mattress stich* zentral von einem *Single-Stich* umstochen. Die zweite Masson-Allen Naht wurde auf gleicher Höhe wie die Erste rund 2 mm entfernt vom posterioren Rand des Sehnenteiles gesetzt. Es wurde darauf geachtet, dass der Abstand zwischen den beiden Nähten mindestens 2 mm betrug.

Alle Fäden wurden anschließend bei 5 cm Länge jeweils mit fünf gegenläufigen Halbschlägen gesichert, um das Risiko eines Knotenversagens zu minimieren.

2.2.3 Versuchsaufbau

Die muskelnahen Sehnen wurden in speziell dafür konstruierten Klemmen aus 3 mm Stahl mit drei bzw. zwei höhenversetzten Gewindestangen auf beiden Seiten fixiert. Anschließend wurden die Klemmen mit den Sehnen an der Universalprüfmaschine Zwick befestigt.



Abbildung 34: seitliche Ansicht auf Klemme, Fixierung mit Schrauben und Muttern, Gewindestangen zur vergrößerten Reibung

Die Sehne wurde in einem Abstand von ca. 2 cm zwischen Naht und Klemmenende befestigt, damit keine ungewollte Verstärkung des Systems durch Interaktion von Klemme und Naht zustande kommt. Zur unteren Befestigung wurde die Klemmen-Sehnen-Konstruktion mit der Bodenplatte der Knotenversuche verbunden.



Abbildung 35: Befestigung Sehne an Maschine Single Stich oben und Mason-Allen unten

Das etablierte Sehnen-Testungsprotokoll von Ma et al.⁶⁸ wurde verwendet:

Es wurde eine Vorlast von 5 N eingestellt, um den Test in gespannter Ausgangslage zu beginnen. Danach wurden 20 Zyklen von 5 bis 30 Newton durchgeführt, welche von einer linearen Steigerung der Kraft mit einer Dehnungsgeschwindigkeit von 1mm/s bis zum endgültigen Versagen gefolgt wurde.

2.2.4 Messparameter

Bei dem Test wurden folgende Parameter bestimmt:

1. Die Ausreisskraft (F_{\max} in Newton): Kraft bis Versagen des Systems
2. Klinisches Versagen (in Newton): Kraft die Notwendig ist um eine Längung des Systems über 3 mm zu erreichen.
3. Primäres Displacement (in mm): irreversiblen Dehnung nach dem 1. Und 20. Anzug.
4. Versagensmechanismus: Fadendurchzug durch die Sehne beziehungsweise Fadenriss

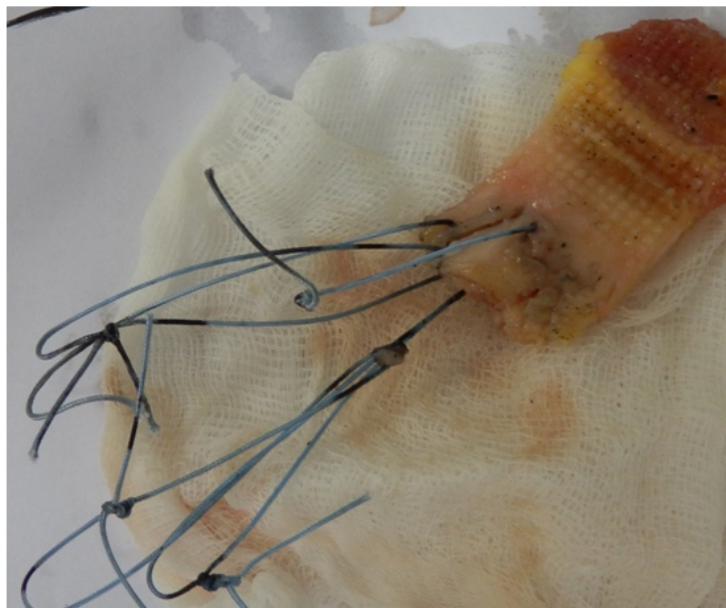


Abbildung 36: Versagen durch Fadendurchzug li bei Single Stich während des Versuches; re bei Mason-Allen-Naht nach Versuch

2.3 Ankerversuche

2.3.1 Präparate und Auswahl

Die Präparate für die Ankerversuche wurden ebenfalls von der Rechtsmedizin der LMU München zur Durchführung der Versuche zur Verfügung gestellt. Insgesamt 12 Präparate wurden auf ihre makroskopische Unversehrtheit überprüft. Präparate mit makroskopischen Schäden des Humeruskopfes (2x) oder Zeichen einer früheren Operation bzw. Frakturen wurden nicht für die Testung verwendet. Es wurden nur osteopore Knochen mit einer Knochendichte von unter 100 mg Calcium²⁺-Hydroxylapatit/ml verwendet.^{69,70} Die Knochendichtemessung der Schulterpräparate wurde mit einem 64-Zeiler Computertomogramm Sensation 64 Somatom, Siemens AG (München, Deutschland) verwendet. Mit der Auswertungssoftware syngo OSTEO (Siemens AG, München, Deutschland) wurde die trabekuläre und die kortikale BMD gemessen und in mgHA/ml protokolliert. Es wurden 5 Schichten der vorliegenden Aufnahme im Bereich des Tuberculum majus mit einem Abstand von 3 mm mit zwei Prüfkörpern verglichen. Einer aus Wasser (entspricht ungefähr 0 Hounsfield Einheiten) und einer aus Calcium (entspricht circa 200 Hounsfield Einheiten). So wurde der Mineralsalzgehalt des kortikale und der trabekulären Knochen in Calcium²⁺-Hydroxylapatit/ml berechnet.

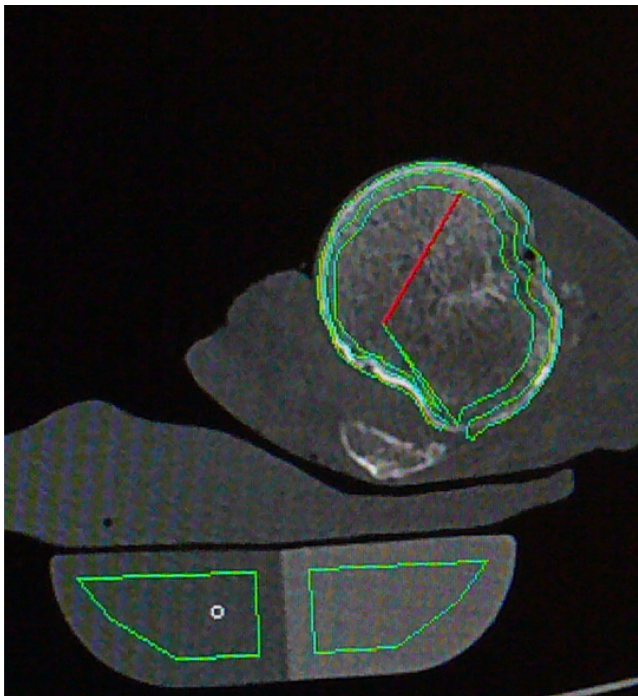


Abbildung 37: CT-Bild Schulter mit Ausmessung mittels OSTEO im Vergleich mit Prüfkörper aus Wasser und Calcium

Es wurden insgesamt 10 Humeri mit einem Durchschnittsalter von 75 Jahren ($SD \pm 15,51$ Jahren) verwendet. Die mittlere trabekuläre Dichte hatte einen Wert von 53,27 HE mit $SD \pm 17,96$ HE.

2.3.2 Ankersysteme

Es wurden zwei Ankertypen für die Versuche verwendet. Der OPUS Magnum 2® (ArthroCare Co., Austin, Texas, USA) als Beispiel für einen formschlüssigen Anker und der Bio-Corkscrew® (Arthrex Inc., Naples, Florida, USA) als Beispiel für einen kraftschlüssigen.

Opus Magnum 2

Der Opus Magum 2®⁷¹ ist ein Anker aus einer Titan-Nickel-Legierung, der mittels Formschluss, also Befestigung durch Veränderung seiner Form im Knochen befestigt wird. Der Anker wird in ein zuvor mittels Punch in 90° Winkel zur Knochenoberfläche im Ansatzbereiches der Supraspinatussehne vorbereitetes 6 mm tiefes und 3,2 mm breites Loches geschlagen. Die Fäden werden in den Mechanismus eingespannt und über die Setzpistole gespannt. Durch Zug am Auslöser wurde der Anker subcortikal in dem Loch gesetzt und verriegelt. Es kommt zu einem Aufspannen beider Flügel im Knochen, mit Verbreiterung des Ankers von anfangs 2,8 mm auf 8,0 mm. Dadurch wird die Länge des Ankers von 12,1mm auf 8,5 mm reduziert. Nach dem Setzen kann durch Drehung des Rades gespannt und verriegelt werden. Anschließend wird der Abzug noch dreimal zur endgültigen Fixierung des Fadens im Anker betätigt, indem der Bolzen nach distal gedrückt wird. Die überstehenden Fäden können auf Knochenebene abgeschnitten werden.



Abbildung 38: Opus Magnum 2 Anker⁷² + Systematik Anker vor und nach Setzen⁷²

Bio-Corkscrew

Der bioresorbierbare Bio-Corkscrew® FT⁷³ Anker besteht aus einem Poly-L-Lactat (PLLA), der mittels Kraftschluss, durch Schrauben in den Knochen befestigt wird. Der Schraubanker greift mit seinem vollen Gewinde in den trabekulären und kortikalen Knochen (FT=fully threaded). Der Faden ist an der Spitze befestigt. Der Anker hat einen Durchmesser von 5,5 mm und eine Länge von 5,5 mm. Der USP 2 FiberWire Faden ist mit dem Ankerkörper mit einem USP 2-0 Halteknoten verbunden.

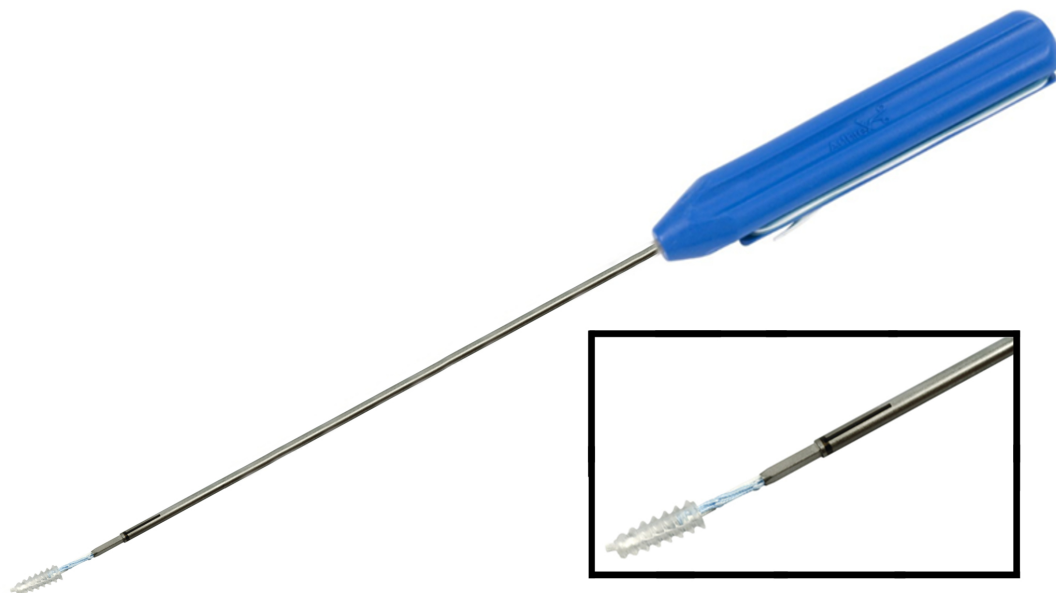


Abbildung 39: Bio-Corkscrew Aufbau mit Handgriff und vergrößerter Detailansicht des Ankers^{74, 74}

2.3.3 Versuchsaufbau

Auch die Anker wurden an der Universalen Testmaschine der Firma Zwick GmbH & Co. KG (Ulm, Deutschland) getestet.

Der Knochen wird mit einer speziellen Haltvorrichtung für Humeri eingespannt, mit Befestigungen für den Humerusschaft und den Humeruskopf. Die Bodenplatte wird über Schraubzwingen mit der Basisplatte der Zwick verbunden.

Nach Befestigung des Knochens in der Halterung wurden die Anker nach Herstellerangaben in das Tuberculum majus gesetzt.

Mit einem speziellen Pfriem wurde für den Opus Magnum 2 ein Loch in das Tuberculum majus gesetzt. Um das Tuberculum majus nicht zu schädigen, wurde auf einen Abstand von 1 cm zwischen den Anker geachtet. Die Schlaufe, welche sich als Naht in der Sehne befände, wurde um einen Metallhaken, welcher an der Traverse befestigt wurde gelegt.

Für den Bio-Corkscrew Anker wurde mit einem Pfriem ein Loch gesetzt, in einem Winkel von 45° . In die vorgeschlagenen Löcher wurde der Anker mittels Schraubenzieherhandgriff eingedreht. Die vier Fadenenden wurden mit dem Transversenaufsatz verknüpft und durch eine manuelle Klemme zusätzlich gespannt und gesichert.

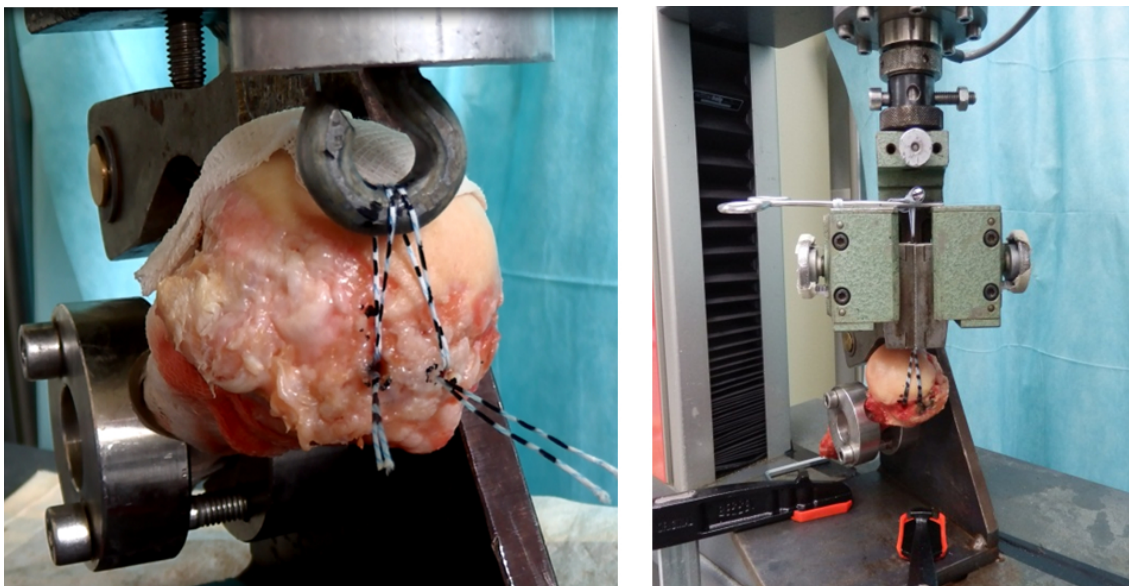


Abbildung 40: Befestigung Opus Magnum 2 und Bio-Corkscrew

Bei der Befestigung der Fäden wurde auf einen Abstand von 30 mm zwischen den beiden Ankerlöchern und dem Haken bzw. der Klemme geachtet. Es wurde eine physiologische Zugrichtung simuliert, indem ein Winkel von 135° zwischen dem Humerusschaft und dem senkrechten Faden eingehalten wurde.⁷⁵

Auch das Fadenanker-Knochen-Interface wurde zyklisch getestet. Zur Spannung des Systems wurde eine Vorspannung von 20 N eingestellt. Es wurde bei 75 N mit einer Zuggeschwindigkeit von 20 mm/s die ersten 50 Zyklen begonnen und danach jeweils um 25 Newton erhöht. Die Kraft wurde gesteigert bis ein Versagen des Ankersystems eintrat.

2.3.4 Messparameter

Bei dem Test wurden folgende Parameter bestimmt:

1. Die Ausreisskraft (F_{\max} in Newton): Kraft bis Versagen des Systems, zumindest ein vollständiger Zyklus
2. Klinisches Versagen (in Newton): Kraft die notwendig ist um eine Längung des Systems über 5 mm zu erreichen^{57, 76}. Mit reduzierter Wahrscheinlichkeit eines Einwachsens bei erhöhten Werten.
3. Primäres Displacement (in mm): irreversible Dehnung nach dem 1. Anzug
4. Versagensmechanismus: Ankerausriss- Ausriss des Ankers aus dem Knochen alleine oder mit umgebenden Knochenfragment, Abreißen des Fadens- an der Befestigung im Knochen oder an der Traverse oder Durchzug des Fadens durch den Anker

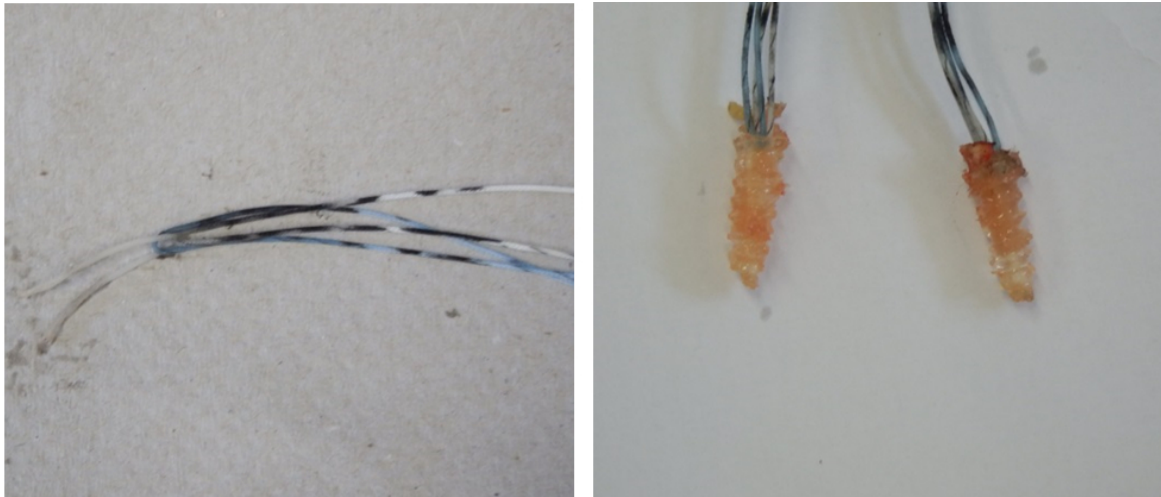


Abbildung 41: Beispiele Versagen des Biocorkscrew-Ankers (li Fadenriss, re Ankerausriss)

2.4 Auswertung

Die statistische Analyse wurde mittels GraphPad Prism statistical software, Version 3.02 (GraphPrism Software, San Diego, CA) durchgeführt. Der nicht parametrische Mann Whitney U Test wurde zur Analyse der Signifikanz der Ergebnisse der einzelnen vs. doppelten Varianten verwendet. Es konnte nicht von einer Normalverteilung bei den Proben ausgegangen werden. Eine Korrelationsanalyse bezüglich des Verhältnisses zwischen Alter und F_{\max} und BMD und F_{\max} wurde ebenfalls ausgewertet.

Es wurde ein p Wert von unter 0,05 als obere Grenze für ein signifikantes Ergebnis gesetzt.

Die Ergebnisse wurden mit GraphPad Prism via Boxplot-Grafik veranschaulicht.

3 Ergebnisse

3.1 Knoten

3.1.1 Duncan

3.1.1.1 Maximale Ausreisskraft (F_{\max})

Die F_{\max} der einzeln getesteten Knoten betrug im Mittel 142,5 Newton (SD \pm 28,99 Newton). Die doppelt getesteten Knoten erreichten 188,5 Newton \pm SD 62,57 Newton.

Mit $p=0,1145$ konnte keine Signifikanz festgestellt werden. Der Unterschied zwischen den beiden F_{\max} betrug 32,3 %.

Duncan maximale Ausreisskraft (F_{\max})

Mann Whitney test $p= 0,1145$

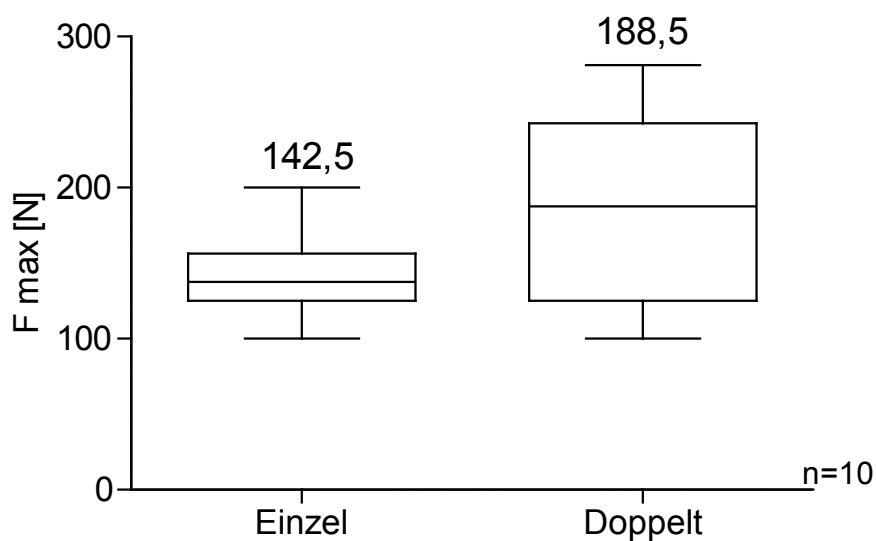


Abbildung 42: Duncan: Maximale Ausreisskraft: einzeln vs. doppelt

3.1.1.2 Klinisches Versagen

Das klinische Versagen, definiert als die Kraft, die nötig war um eine Längung von mehr als 3 mm zu erreichen, zeigte eine Steigerung von mittleren 105 N mit $SD \pm 15,81$ Newton auf $137,5 \text{ N} \pm SD 35,84$ Newton. Mit einem $p = 0,0153$ erreichte die Testung mit zwei Knoten eine signifikante Verbesserung.

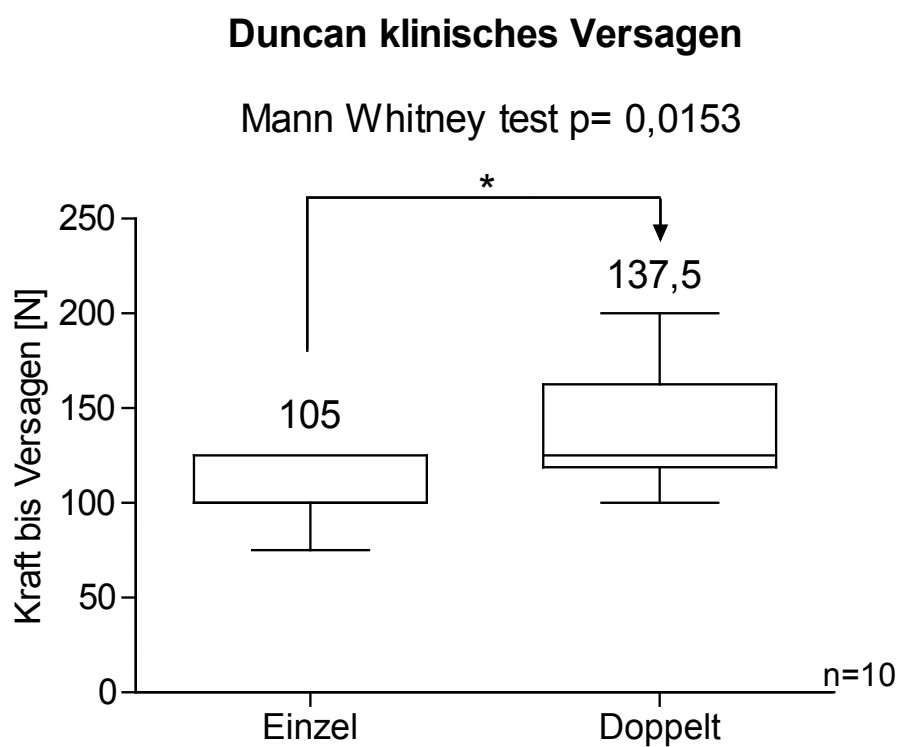


Abbildung 43: Duncan: klinisches Versagen: einzeln vs. doppelt

3.1.1.3 Displacement bei 1. Anzug

Die Verdopplung der Duncan-Knoten schaffte eine signifikante Verbesserung ($p= 0,0107$) des primären Displacements des Systems. Eine Reduktion von mittleren $0,241\text{ mm}$ ($SD \pm 0,032\text{ mm}$) zu $0,348$ bei den einzelnen Knoten zeigte eine prozentuale Abnahme des primären Displacements von 30,7%.

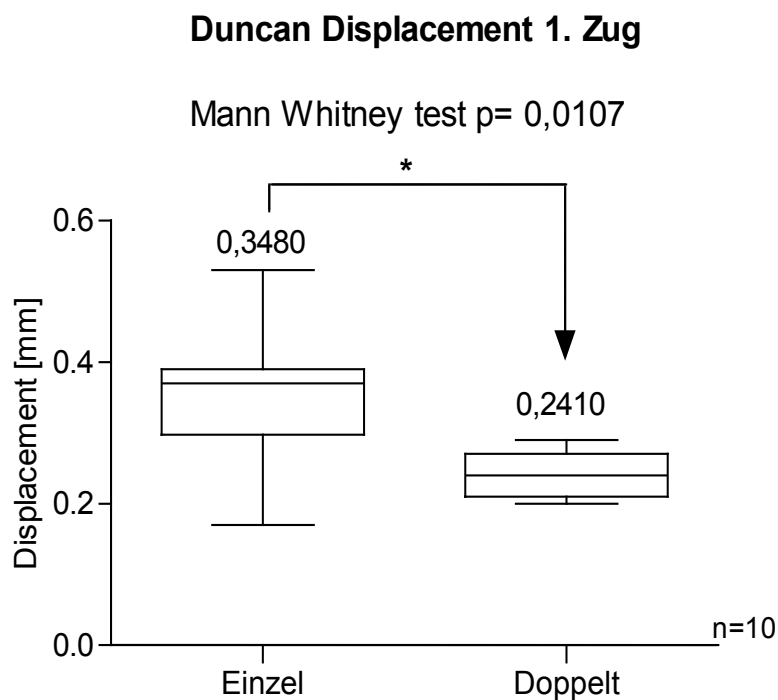


Abbildung 44: Duncan: Displacement 1. Anzug einzeln vs. doppelt

3.1.1.4 Klinisches Versagen

Alle Knoten in einfacher und doppelter Konfiguration versagten durch ein Durchrutschen des Fadens durch den Knoten. Ein Fadenriss als Versagensursache wurde nicht beobachtet.

3.1.2 Roeder

3.1.2.1 Maximale Ausreisskraft (F_{\max})

Durch Verdopplung konnte bei den Roeder Knoten eine signifikante Steigerung ($p=0,0012$) der maximalen Versagenskraft erreicht werden. Es wurden die Werte von 142,5 N ($SD \pm 31,29$ N) bei den einzelnen auf 256,7 N ($SD \pm 91,72$ N) bei den doppelten Versuche erhöht.

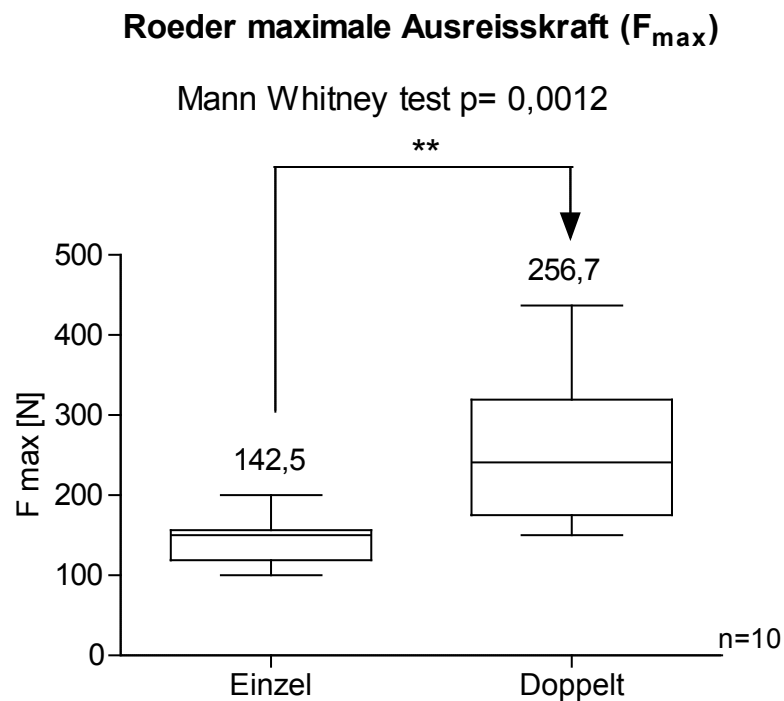


Abbildung 45: Roeder: maximale Ausreisskraft : einzeln vs. doppelt

3.1.2.2 Klinisches Versagen

Das klinische Versagen zeigte mit $p = 0,0001$ eine signifikante Verbesserung durch Verdopplung.

Es kam zu einer Steigerung von 87.9 % von mittleren 82,5 Newton (SD $\pm 16,87$ N) auf 155,0 Newton (SD $\pm 19,72$ N) durch einen zweiten Knoten.

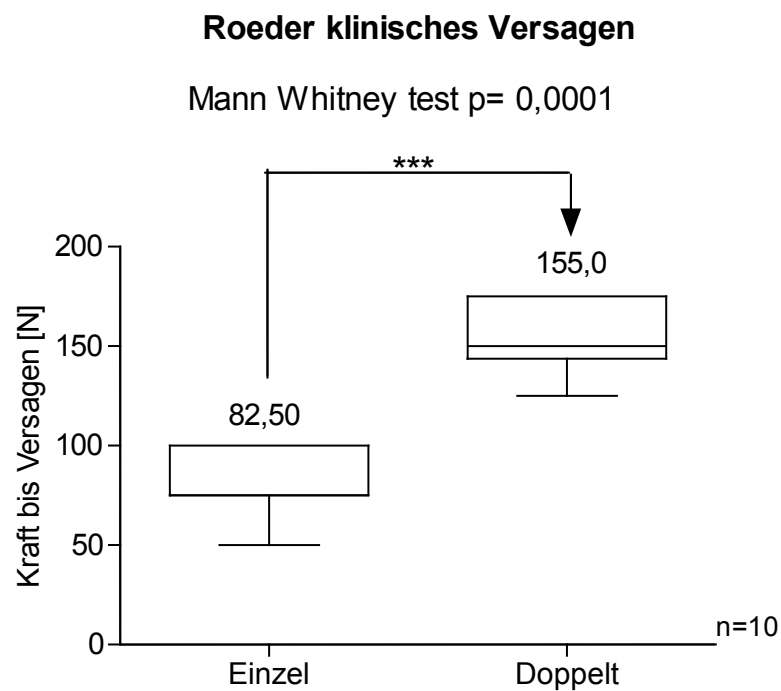


Abbildung 46: Roeder: klinisches Versagen einzeln vs. doppelt

3.1.2.3 Displacement bei 1. Anzug

Mit $p = 0,0002$ erreicht die Verdopplung der Fäden und Knoten eine signifikante Verbesserung des Systems bezüglich des primären Displacements. Die Dehnung des Systems reduzierte sich von 0,455 mm (SD $\pm 0,1693$ mm) auf 0,204 mm (SD $\pm 0,0227$ mm).

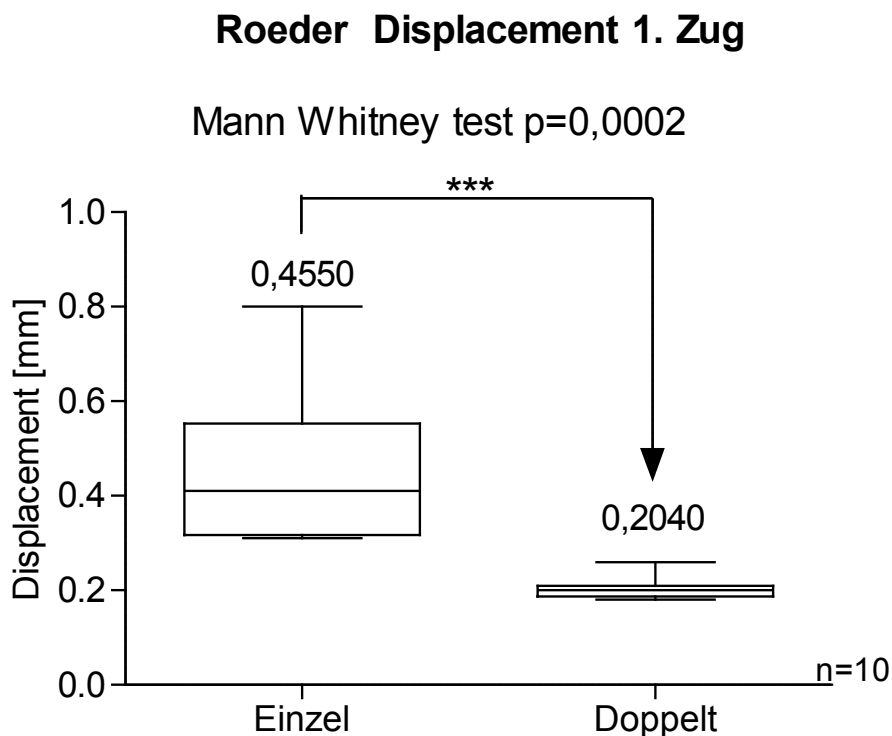


Abbildung 47: Roeder: Displacement bei 1. Anzug einzeln vs. doppelt

3.1.2.4 Klinisches Versagen

Alle Knoten in einfacher und doppelter Konfiguration versagten durch ein Durchrutschen des Fadens durch den Knoten. Ein Fadenriss als Versagensursache wurde nicht beobachtet.

3.2 Sehnen

Um den negativen Einflussfaktor des Alters auf die Qualität der Sehnen zu minimieren, wurde soweit möglich auf eine möglichst homogene Altersverteilung der Präparate geachtet. Hierbei ergaben sich für die *Single-Stich* eine signifikant ältere Gruppe bei den doppelten Versuchen und auch für Mason-Allen waren die Präparate tendenziell älter (9,2 %).

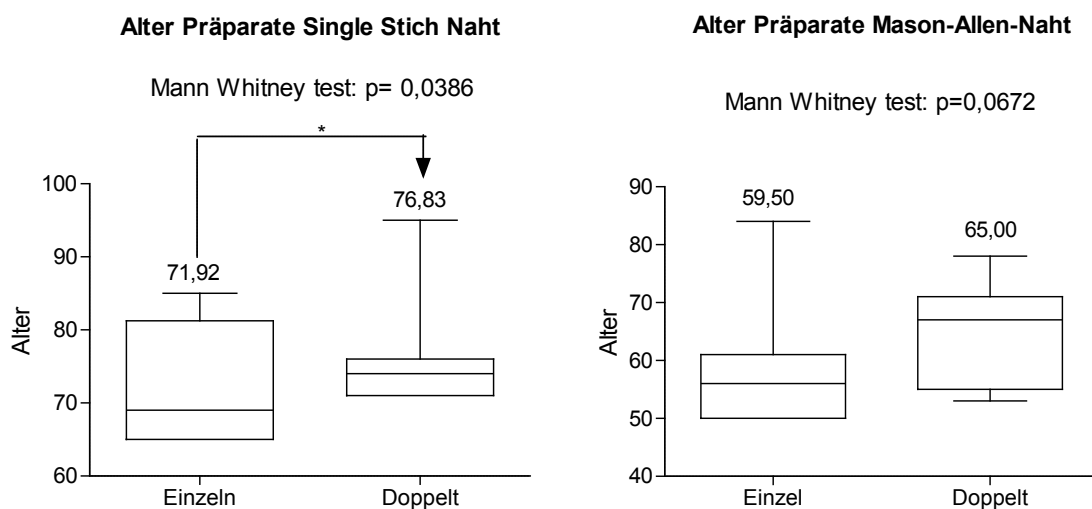


Abbildung 48: Alter Sehnen im Vergleich (li *Single-Stich*, rechts Mason - Allen)

3.2.1 Single-Stich

3.2.1.1 Maximale Ausreisskraft (F_{\max})

Bei der maximalen Ausreisskraft ergaben sich signifikant ($p = 0,0002$) höhere Werte bei der doppelten Konfiguration. Es wurden statt 89,88 Newton ($SD \pm 28,71$ Newton) durch die Verdopplung 166,9 Newton ($SD \pm 38,61$ Newton) erreicht.

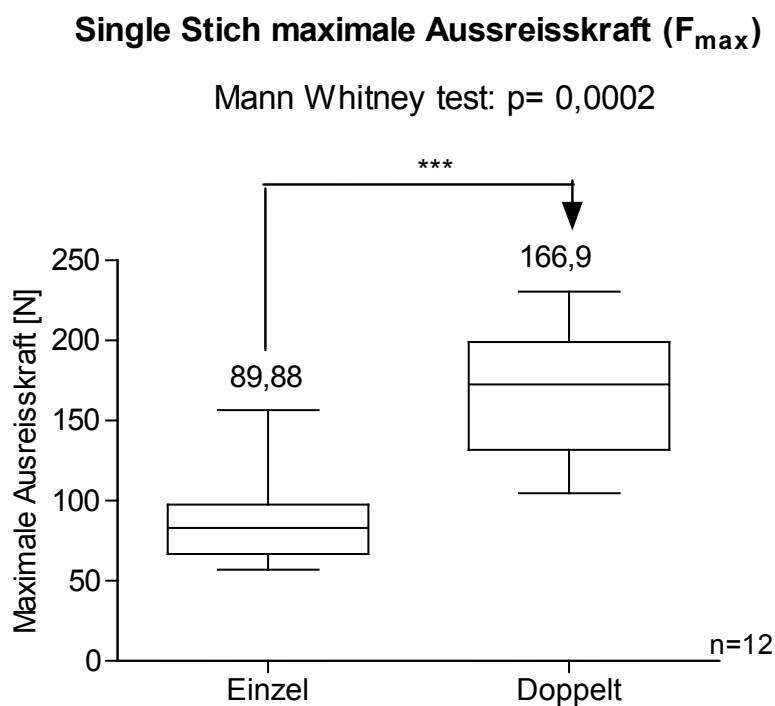


Abbildung 49: *Single-Stich* maximale Ausreisskraft: einzel vs. doppelt

3.2.1.2 Korrelation der maximalen Ausreisskraft zum Alter des Patienten

In einer durchgeführten Korrelationsanalyse zur Abhängigkeit der maximalen Versagenskraft zum Alter des Patienten bei Zeitpunkt des Todes konnte bei den vorliegenden Werten weder für die einzelnen ($r^2 = 0,01$) noch für doppelt ($r^2 = 0,11$) eine eindeutige Korrelation bestätigt werden.

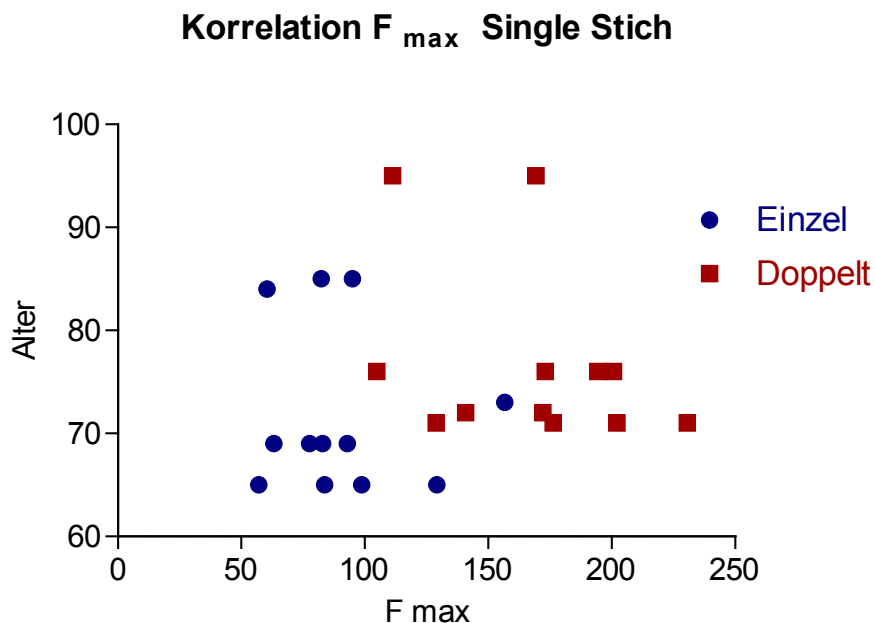


Abbildung 50: Korrelation der maximalen Versagenskraft zum Alter des Patienten beim Todeszeitpunkt für *Single-Stich*

3.2.1.3 Klinisches Versagen bei Single-Stich

Die *Single-Stich* Naht in einfacher Konfiguration zeigte bei den 20 Zyklen bis 30 N mit einer Längung von über 3 mm stets ein klinisches Versagen. In der doppelten Variante konnte das klinische Versagen auf einen Mittelwert von $44,75 \pm \text{SD } 16,41$ Newton gesteigert werden.

Single Stich klinisches Versagen

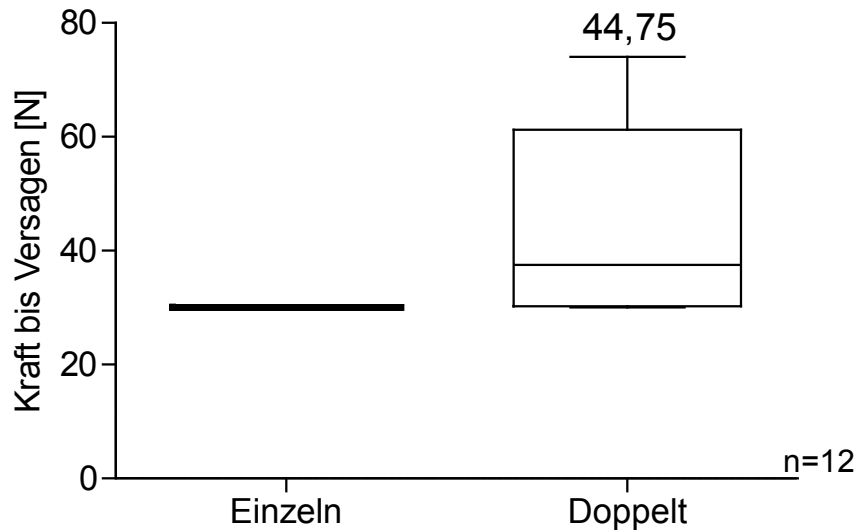


Abbildung 51: Single-Stich: klinisches Versagen: einzeln vs. doppelt

3.2.1.4 Displacement beim 1. und 20. Anzug

Für die einfache Konfiguration wurde ein primäres System-Displacement von $2,12 \text{ mm} \pm \text{SD von } 0,80 \text{ mm}$ gemessen, für die Doppelte $0,91 \text{ mm} \pm \text{SD } 0,41 \text{ mm}$. Dies zeigte einen Unterschied von 57,1%. Mit einem $p= 0,0002$ war das Displacement beim 1. Anzug signifikant geringer.

Die Längung des Systems nach 20 Zügen zeigte mit $p= 0,0003$ ebenfalls eine signifikante Verbesserung durch die Verdopplung, bei einer prozentualen Verminderung von 50% von $3,32 \text{ mm} \pm \text{SD } 1,19 \text{ mm}$ auf $1,66 \text{ mm} \pm \text{SD } 0,62 \text{ mm}$.

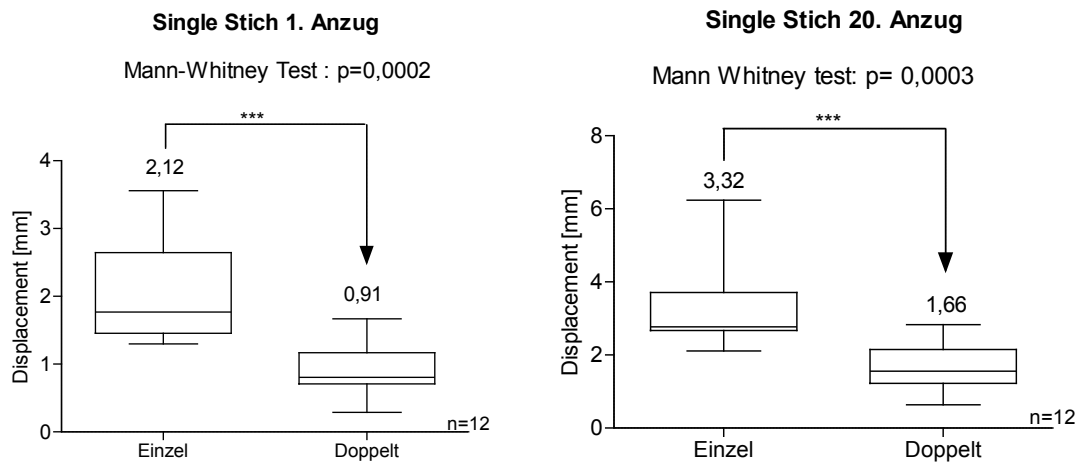


Abbildung 52: *Single-Stich* Displacement beim 1. Anzug (li) und beim 20. Anzug (re) einzeln vs. doppelt

3.2.1.5 Versagensmechanismus

Von den 12 getesteten Sehnen versagten bei einfachem *Single-Stich* alle 12 durch Fadendurchzug. Die doppelten Nähte versagten alle durch Fadendurchzug, wobei elfmal der zweite Faden ebenfalls durch die Sehne durchgezogen wurde und einmal der Faden an seiner Befestigung an der Klemme riss.

3.2.2 Mason-Allen

3.2.2.1 Maximale Ausreisskraft (F_{\max})

Die maximale Versagenskraft betrug für einzeln $196,4 \text{ Newton} \pm \text{SD } 68,37 \text{ Newton}$ und für doppelt $324,8 \pm \text{SD } 82,99 \text{ Newton}$. Mit $p=0,0011$ war der Unterschied signifikant. Prozentual zeigt sich eine Besserung von 65,4%.

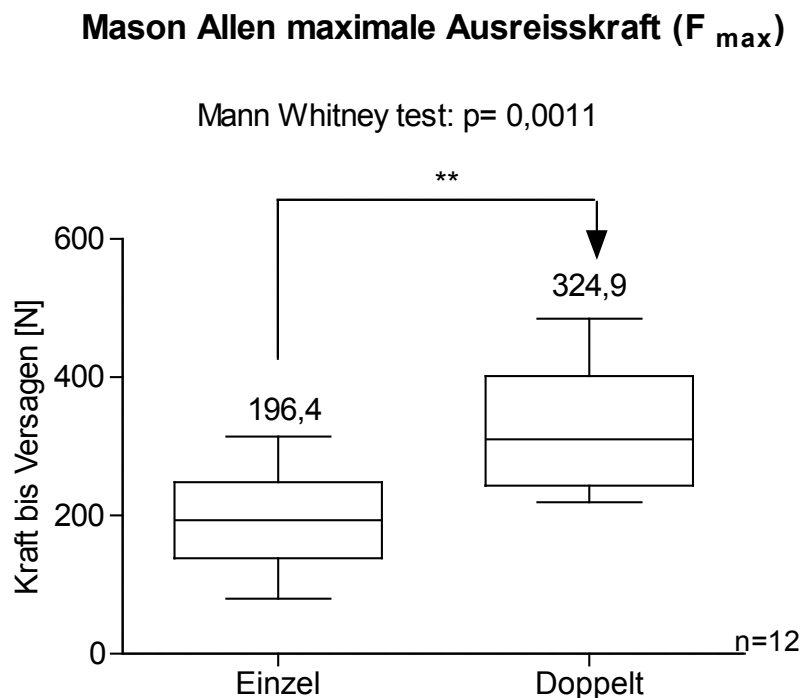


Abbildung 53: Mason- Allen maximale Ausreisskraft: einzel vs. doppelt

3.2.2.2 Korrelation der maximalen Ausreisskraft zum Alter des Patienten

Für die einfache Konfiguration konnte eine Korrelation zwischen den maximalen Versagenskräften und dem Alter zum Zeitpunkt des Todes gezeigt werden mit einem $p = 0,01$ und $r^2=0,47$. Die doppelten Konfiguration zeigte mit einem Pearson-Koeffizienten von $r = -0,01$ keine Korrelation.

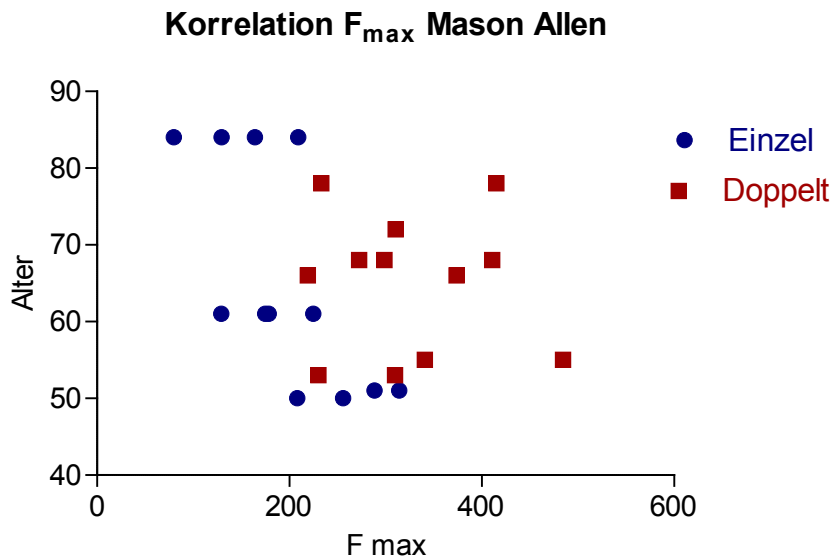


Abbildung 54: Korrelation der maximalen Versagenskraft zum Alter des Patienten beim Todeszeitpunkt für Mason-Allen

3.2.2.3 Klinisches Versagen bei Mason-Allen Naht

Das mittlere klinische Versagen betrug $55,17 \pm 24,11$ Newton für die Mason-Allen Naht in einzelner Konfiguration und $73,42 \pm 30,19$ Newton für die doppelte. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied bei prozentualer Steigerung von 40,54%.

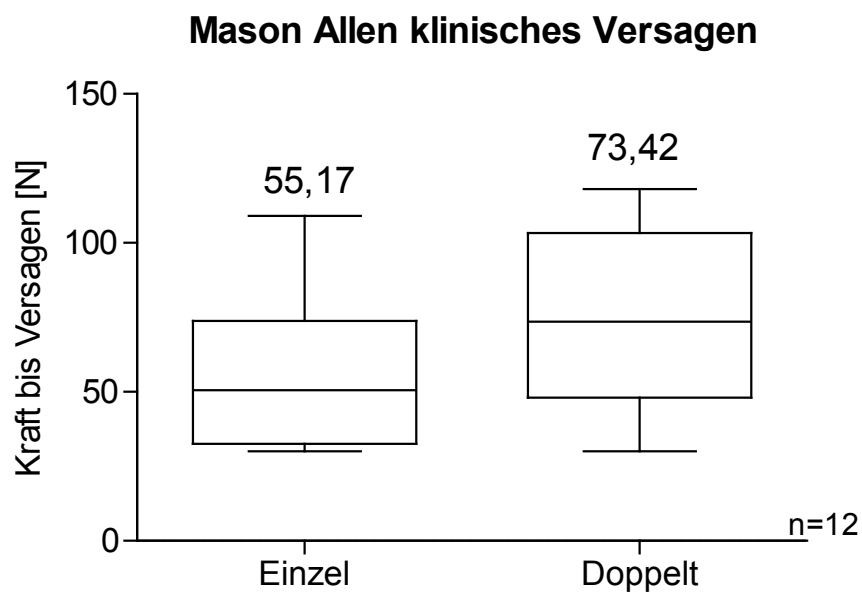


Abbildung 55: Mason-Allen klinisches Versagen: einzel vs. doppelt

3.2.2.4 Displacement beim 1. und 20. Anzug

Das primäre System-Displacement zeigte bei einzelner und doppelter Konfiguration mit $0,81 \text{ mm} \pm \text{SD } 0,21$ und $0,84 \text{ mm} \pm \text{SD } 0,50 \text{ mm}$ ähnliche Werte.

Das Displacement nach dem 20. Zug zeigte eine prozentuale Verbesserung von 30,6 %. Mit $p = 0,0350$ ist sie signifikant.

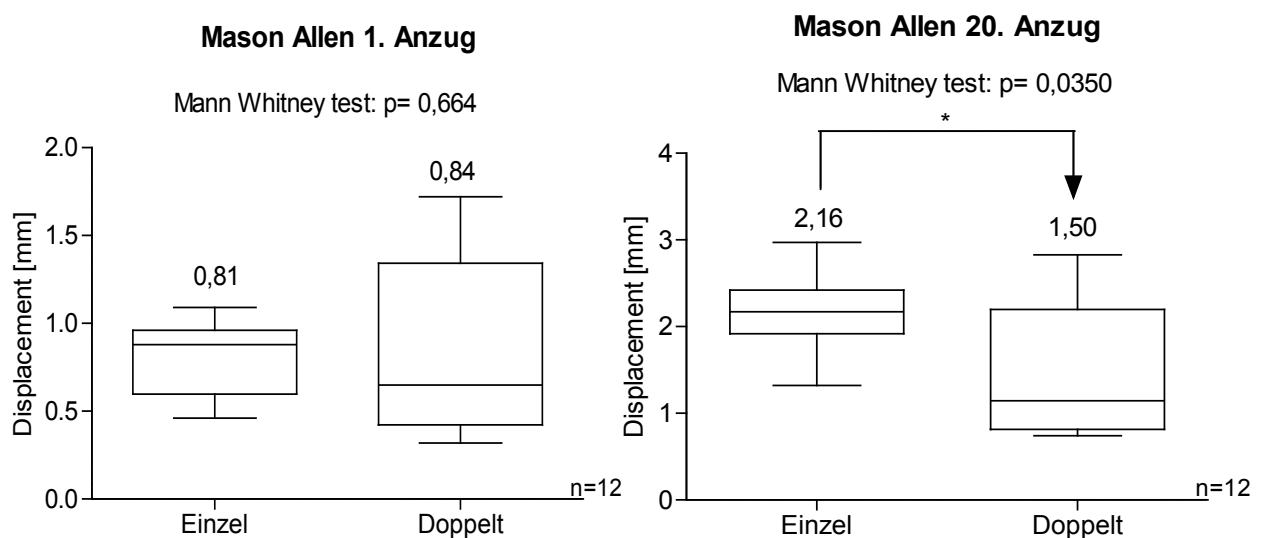


Abbildung 56: Mason-Allen: Displacement beim 1. und 20. Anzug: einzel vs. doppelt

3.2.2.5 Versagensmechanismus

Bei den Mason-Allen Nähten versagten alle einzeln und doppelt getesteten Sehnen via Fadendurchzug. Der erste Faden schnitt sich durch die Sehne.

Der zweite Faden bei der doppelten Konfiguration versagte achtmal durch Fadendurchzug und viermal riss der Faden jeweils an der Befestigung an der Klemme.

3.3 Anker

3.3.1 Opus Magnum 2

Bei der mittleren trabekulären Dichte und dem Alter wurde auf eine homogene Verteilung zwischen der einzelnen und doppelten Konfiguration geachtet. Die mittlere trabekuläre Dichte (BMD) erreicht für die einzelne Konfiguration $54,02 \text{ Ca}^{2+}\text{-HA/mm} \pm \text{SD } 10,36$ und für die doppelte $49,98 \text{ Ca}^{2+}\text{-HA/mm} \pm \text{SD } 17,28$. Das Alter war $79,5 \pm 12,21$ Jahre für die einzelne und $76,20 \pm 15,02$ Jahre für die doppelte Konfiguration. Bei der einzelnen Variante war das Verhältnis 8 Frauen zu 2 Männer und bei der doppelten 2 Frauen zu 8 Männer.

3.3.1.1 Maximale Ausreisskraft (F_{\max})

Bei Opus Magnum 2 steigerte sich die F_{\max} $135 \text{ Newton} \pm \text{SD } 21,08 \text{ N}$ für die einzelne Konfiguration auf $195 \text{ Newton} \pm \text{SD } 15,81 \text{ N}$ für die doppelte. Dies entspricht einer Steigerung von 44,4%. Dies ist mit $p=0,0001$ eine signifikante Verbesserung.

Opus Magnum 2 maximale Ausreisskraft (F_{\max})

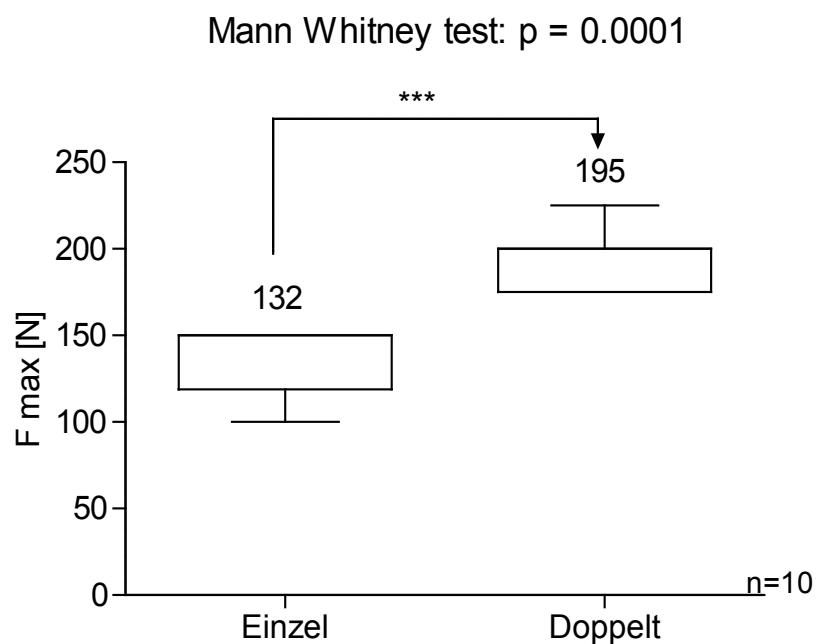


Abbildung 57: Opus Magnum 2: maximale Ausreisskraft: einzeln vs. doppelt

3.3.1.2 Korrelation zwischen maximaler Versagenskraft und BMD

Die Knochendichte zeigte hierbei in der Korrelationsanalyse weder bei der einzelnen noch bei der doppelt getesteten Konfiguration einen Einfluss auf die maximale Versagenskraft. Es ergab ein $r^2 = 0,1137$ für einzelne und ein $r^2 = 0,04$ für die doppelte Konfiguration.

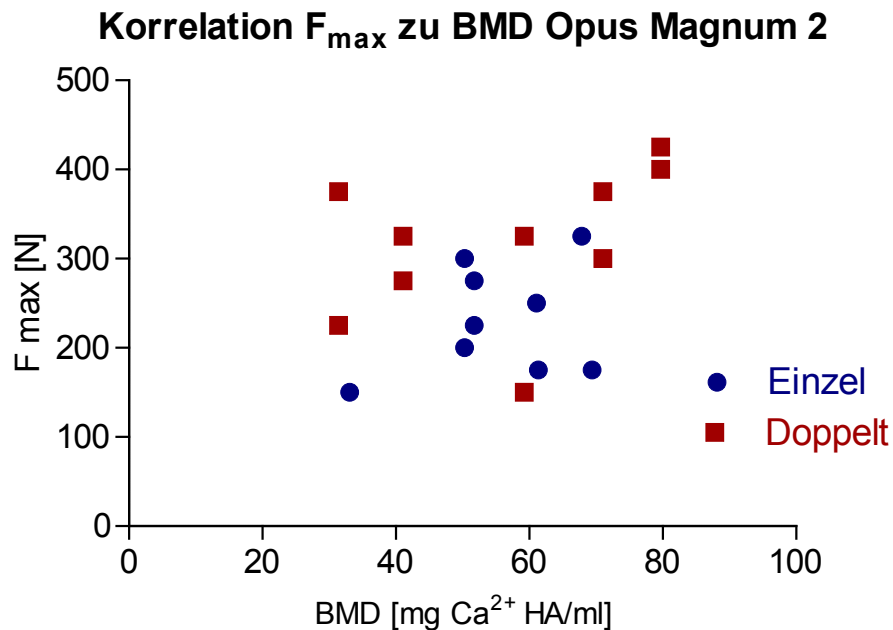


Abbildung 58: Korrelation der maximalen Ausreisskraft zum Alter des Patienten beim Todeszeitpunkt für Opus Magnum 2

3.3.1.3 Klinisches Versagen

Im Vergleich mit den einzeln getesteten Ankern ergibt sich eine deutliche Zunahme der Kraft bis zum klinischen Versagen. Es kam zu einer Steigerung von $95 \text{ Newton} \pm 25,82 \text{ Newton}$ für einzeln auf $142,5 \text{ Newton} \pm 23,72 \text{ Newton}$ für die doppelte Konfiguration. Diese Verbesserung ist mit $p=0,018$ signifikant.

Opus Magnum 2 klinisches Versagen

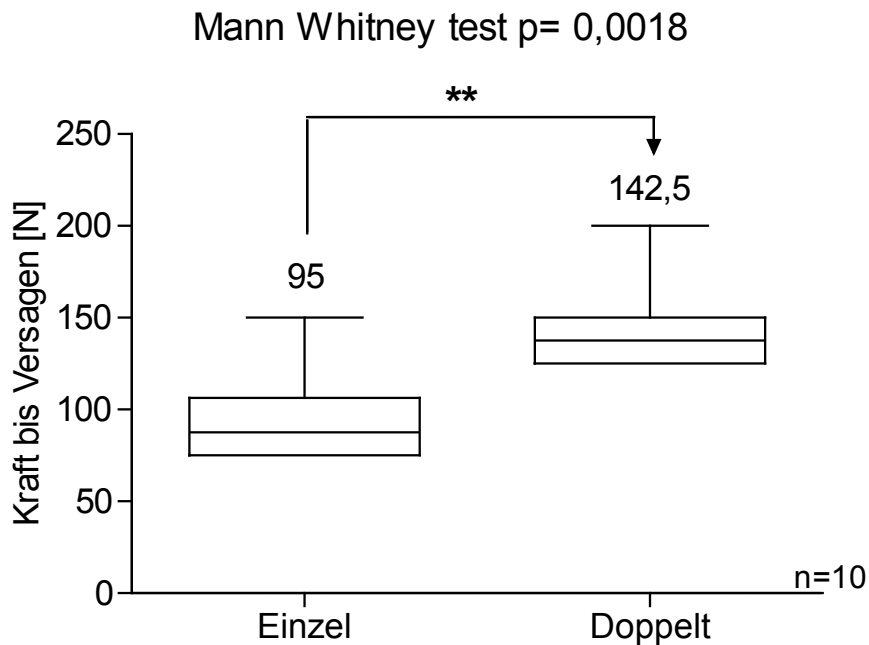


Abbildung 59: Opus Magnum 2: klinisches Versagen: einzeln vs. doppelt

3.3.1.4 Displacement beim 1. Anzug

Das primäre Displacement erreichte durch die Verdopplung eine Reduktion/Verbesserung von $3,53 \text{ mm} \pm 1,49 \text{ mm}$ der einzelnen auf $1,84 \text{ mm} \pm 0,37 \text{ mm}$ für die doppelte Konfiguration. Diese 47,9% entsprechen im durchgeführten Test einem Signifikanzniveau von $p = 0,0232$.

Opus Magnum 2 Displacement 1. Zug

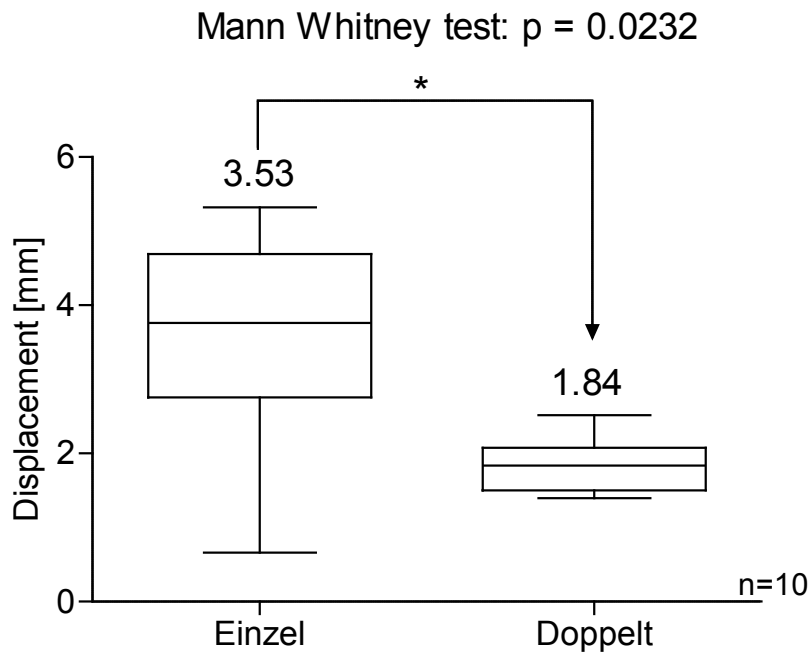


Abbildung 60: Opus Magnum 2 Displacement beim 1.Anzug: einzeln vs. doppelt

3.3.1.5 Versagensmechanismus

Die Ankersysteme versagten bei den einzeln getesteten Ankern 7-mal durch Fadendislokationen und 3-mal durch Ankerdislokation. Bei den doppelten 8-mal durch Fadendislokation davon 7-mal doppelter Fadendislokation und einmal mit Ankerdislokation des zweiten, einmal durch Ankerdislokation beider Anker mit Knochenabsprengung und einmal durch Fadenrisse beider Anker. (Siehe Tabelle 6)

Versagensmechanismus:

	Einzeln	Doppelt	
		1. Anker	2. Anker
Ankerdislokation	3	1	1
Fadendislokation	7	8	7 Fadendislok. 1 Ankerdislok.
Fadenriss	3	1	1
Knochenausriß	0	0	0

Tabelle 6: Versagensmechanismen Opus Magnum 2

3.3.2 Bio-Corkscrew FT

Für die Ankertestung wurde auf eine homogene Verteilung der Präparate geachtet. Die mittlere trabekuläre BMD und das Alter waren in beiden Gruppen, einzelne und doppelte Konfiguration, fast ident. Die BMD lag bei $55,80 \text{ Ca}^{2+} - \text{HA/ml} \pm 10,68$ für einzeln und bei $56,55 \text{ Ca}^{2+} - \text{HA/ml} \pm 18,94$ für doppelt ($p=0,90$). Das durchschnittliche Alter der Versuchsgruppen für diese Ankergruppe beträgt $73,5 \pm 4,9$ Jahre für einzeln und $73,80 \pm 16,7$ Jahre für die doppelte Konfiguration ($p=0,90$). Die Geschlechterverteilung betrug für die einzelne 4 Frauen: 6 Männer und für die doppelte 2 Frauen: 8 Männer.

3.3.2.1 Maximale Kraft Ausreisskraft (F_{\max})

Die F_{\max} konnte durch Verdopplung von $232,5 \text{ Newton} \pm \text{SD } 57,08 \text{ Newton}$ für einzeln auf $317,5 \text{ Newton} \pm \text{SD } 84,20 \text{ Newton}$ für doppelt gesteigert werden. Dies entspricht einer prozentualen Steigerung von 36,6. Die Veränderung war mit $p=0,0251$ signifikant.

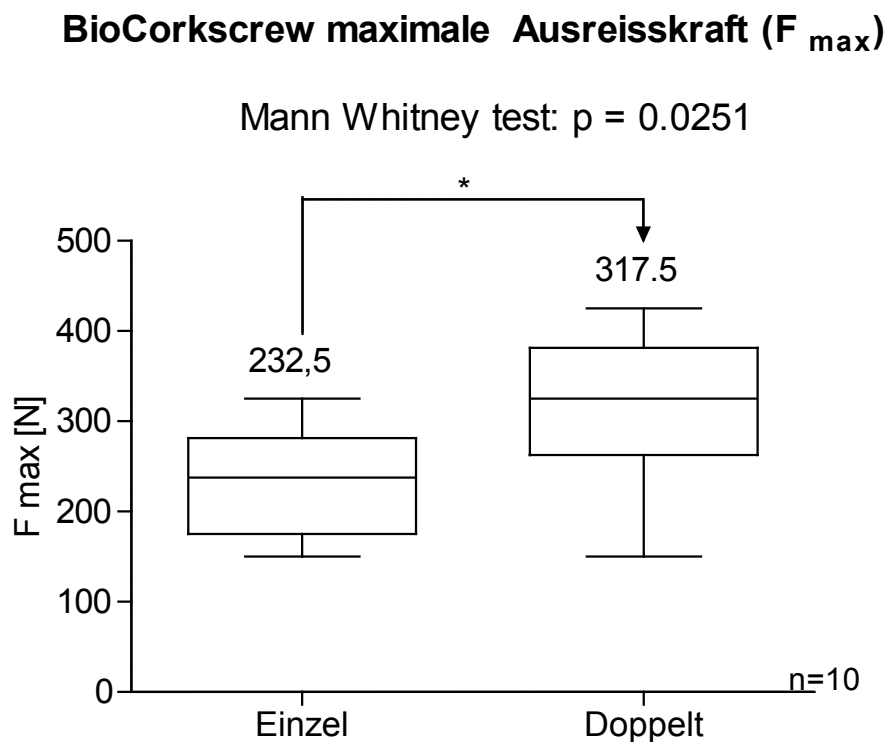


Abbildung 61: BioCorkscrew maximale Versagenskraft einzeln vs. doppelt

3.3.2.2 Korrelation der maximalen Versagenskraft zur BMD

In der Studie zeigte sich bei beiden Konfigurationen keine Korrelation der maximalen Versagenskraft zur BMD. Mit $r^2 = 0,09$ für die einzelne und $r^2 = 0,17$ für die doppelt.

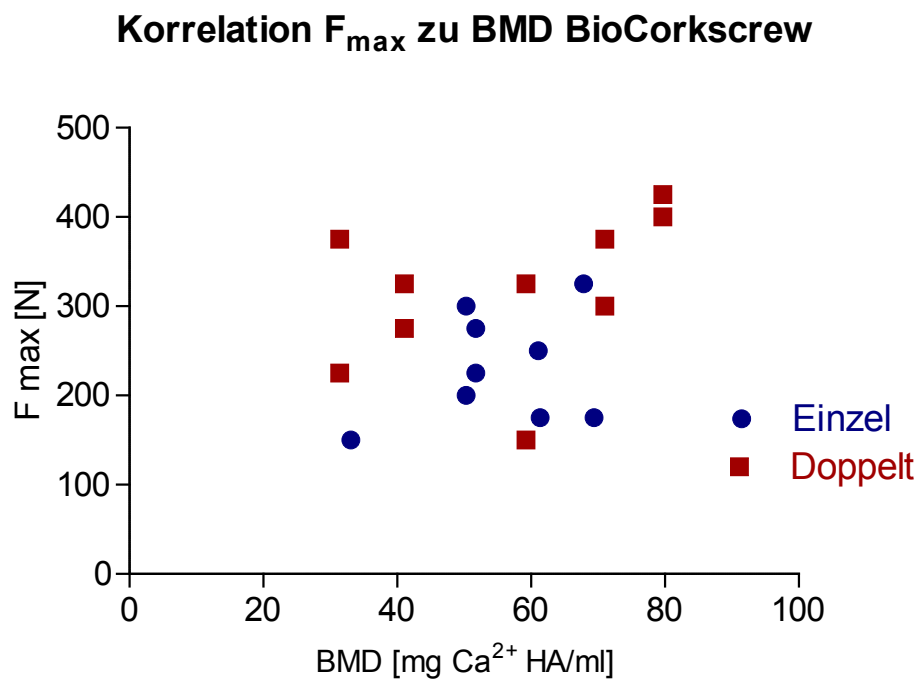


Abbildung 62: Korrelation der maximalen Versagenskraft zum Alter des Patienten beim Todeszeitpunkt für BioCorkscrew

3.3.2.3 Klinisches Versagen

Das klinische Versagen erreichte bei der einfachen Variante 185 Newton und bei der doppelten 215 Newton. Dies bedeutet eine Verbesserung um 16,2%. Mit $p=0,23$ ist diese Erhöhung nicht statistisch signifikant.

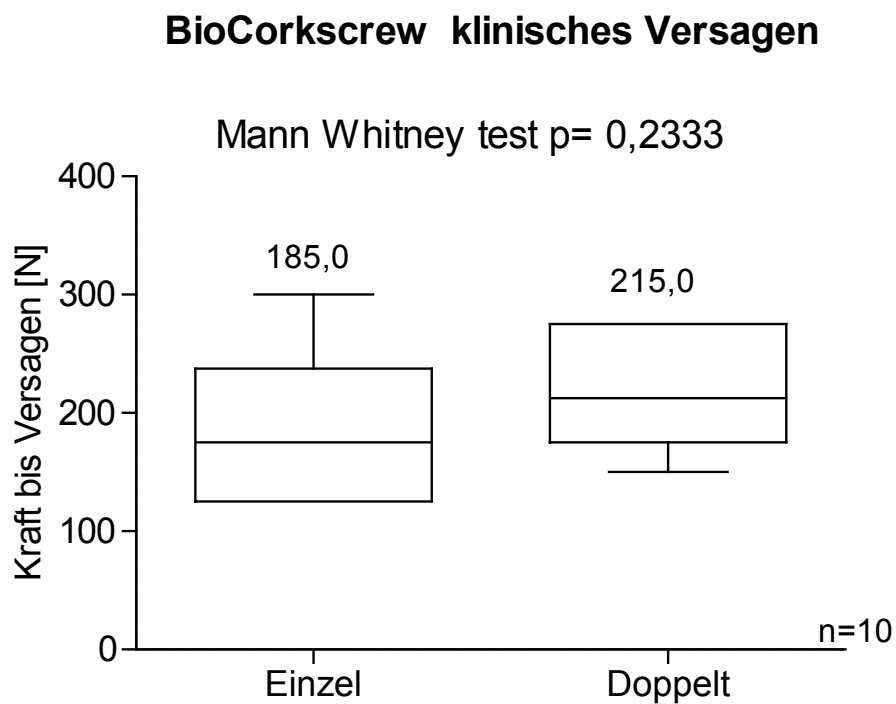


Abbildung 63: BioCorkscrew klinisches Versagen: einzeln vs. doppelt

3.3.2.4 Displacement bei 1. Anzug

Die einzelne Konfiguration des Bio-Corkscrew FT® Anker ergab ein mittleres System Displacement von $0,85 \pm \text{SD } 0,52 \text{ mm}$, die doppelte $0,64 \pm \text{SD } 0,38 \text{ mm}$. Es zeigte sich einer Reduktion um 24,7%. Diese ist mit $p = 0,34$ nicht signifikant.

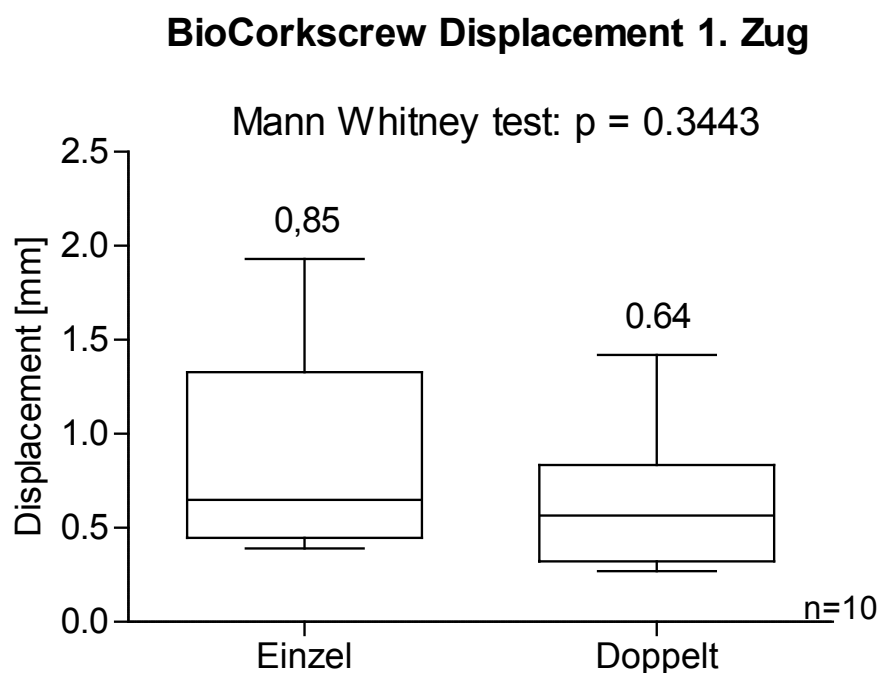


Abbildung 64: BioCorkscrew Displacement beim 1. Anzug: einzeln vs. doppelt

3.3.2.5 Versagensmechanismus

In der Studie versagten bei der einzelnen Konfiguration 5 Anker durch Ankerdislokation, 2 durch Fadendislokation mit Lösen des Haltefadens und drei durch Fadenriss; zweimal an Befestigung an Maschine, einmal am Knochen. Bei den Doppelten versagten 8 durch Ankerdislokation des ersten Ankerns mit fünffacher Ankerdislokation, zweifachem Fadenriss und einmaligem

Knochenausriss beim zweiten Anker. Zwei Anker versagten durch Fadenriss an der Haltemaschine und durch Ausriss eines Knochenstückes. (siehe Tabelle 7)

Versagensmechanismus:

	Einzel	Doppelt	
		1.Anker	2.Anker
Ankerdislokation	5	8	5 Ankerdislok. 2 Fadenrisse 1 Knochenausriss
Fadendislokation	2	0	0
Fadenriss	3	1	0
K.-ausriss	0	1	1

Tabelle 7: Versagensmechanismen Bio-Corkscrew

4 Diskussion

Die vorliegende Studie zeigt, dass eine Vermehrung der Anzahl von Ankern, Fäden und Knoten eine Verbesserung der primären Stabilität und der maximalen Versagenskraft bewirken kann. Die Entscheidung, ob ein, zwei oder mehrere Anker, Nähte oder Knoten verwendet werden, hängt aber zusätzlich von der Größe und Art der Ruptur ab, um einen möglichst großen *Footprint* zu regenerieren.¹²

Das primäre Displacement konnte signifikant beim Duncan- und Roederknoten sowie der *Single-Stich* Naht und dem Opus Magnum 2 Anker verringert werden. Die *Mason-Allen* Naht und den Bio-Corkscrew Anker erreichten eine prozentuale Verbesserung.

Beim klinischen Versagen kam es durch Verdopplung bei den beiden Nahttypen und Bio-Corkscrew zu einer prozentualen Verbesserung. Die beiden Knotenvarianten und der Anker Opus Magnum 2 erreichten eine signifikante Verbesserung.

Die maximale Versagenskraft konnte in allen Testungen signifikant verbessert werden.

Burkhart et al. haben in ihrer Studie über die Knotensicherheit von einfachen Rutschknoten¹⁰ eine physiologische Zugkraft des Supraspinatusmuskels von 302 N bei einer maximalen Kontraktion pro Muskeleinheit von 3,5 kg/cm² beschrieben. Somit müsste eine Naht mit einem Faden und einem Anker dieser Belastung bei maximaler Anspannung standhalten. Bei der Reparatur eines Risses mittels zweier Anker mit doppelten Fäden und mindestens 4 Knoten wird in Anlehnung an die Studie bei maximaler physiologischer Belastung eine Aufteilung der Kraft auf die Anker erfolgen: Zwei Knoten müssen einen Zug von 151 N aushalten, welches mit 188,5 N bei Duncan und 256,7 N bei Roeder leicht erreicht wurde. Die *Single-Stich* Naht wäre in unserer Testung auch in doppelter Ausführung mit $166,9 \pm 38,61$ N zu schwach für die maximale Belastung und könnte Versagen. Die *Mason-Allen* Naht könnte jener mit $324,8 \pm 82,99$ N im Durchschnitt standhalten. Bei den Ankern würde der Bio-Corkscrew Anker FT 5,5 mm im Durchschnitt der Belastung standhalten, wohingegen der Opus Magnum, der lediglich 195 N im Schnitt erreicht unter physiologischer Belastung schon versagen würde.

Ein direkter Vergleich der einzelnen erhobenen Werte bezüglich des schwächsten und stärksten Reparaturbestandteils ist auf Grund der unterschiedlichen Versuchsprotokolle nicht eindeutig möglich. Die Protokolle wurden an bestehende Vorversuche angepasst und nicht aufeinander

abgestimmt. Es wurden verschiedenen Vorlasten (5 N für die Sehnen, 10 N für die Knoten und 20 N für die Anker) und Zuggeschwindigkeiten (20 mm/min für Anker und Knoten 1mm/min für Nähte) bzw. linearer Belastung nach 20. Zyklen bei den Sehnennähten verwendet. Im Vergleich scheint das Interface zwischen Sehne und Naht auch bei Verdopplung des einfachen *Single-Stiches* das schwächste Glied der Kette darzustellen, da trotz geringster Zuggeschwindigkeit das System am frühesten versagt und auch schlechte Werte für das primäre Displacement liefert. Das Sehnen-Naht-Interface als Schwachstelle der Reparatur wird auch in der Literatur als solches beschrieben.⁷⁶

Bei Berücksichtigung der stärksten F_{\max} ergibt sich in dieser Studie der Knoten als Schwachstelle in der Rotatorenmanschetten-Reparatur. Der Roeder Knoten mit $F_{\max} = 256,8$ Newton ist im Gegensatz zu den Sehnen Faden Interface bei der Mason-Allen Naht mit $F_{\max} = 324,9$ Newton und dem Bio-Corkscrew FT Anker mit $F_{\max} = 317,5$ Newton deutlich unterlegen.

Es muss bei der Übertragung der in vitro erhobenen Werte der Unterschied zu einer in vivo Operation berücksichtigt werden. In der Klinik werden nur rupturierte Sehnen verwendet, wohingegen die Versuche im Labor nur mit makroskopisch unversehrten Sehnen durchgeführt wurden. Die Rekonstruktionen werden über einen längeren Zeitraum entlastet und erst nach rund 6 Wochen wieder richtig belastet, um ein Einheilen der Sehne zu erreichen. Jedoch zeigten Cummins et al.⁹ bei 19 von 22 Revisionseingriffen ebenfalls einen Durchzug des Fadens durch die Sehne als Versagensmechanismus.

Ein Problem von mehreren Ankern, Nähten und Knoten ist jedoch die sich dadurch verlängernde Operationszeit. Damit verbunden ist ein erhöhtes Risiko für Infektion und andere perioperative Komplikationen⁷⁷, sowie höherer Aufwand für Personal und Material. Die Studie zeigt, dass die Verwendung zweiter Anker, Nähte und Knoten die Primärstabilität verbessert und somit das potentielle Risiko für eine Reruptur reduziert werden könnte. Klinische Studien mit ausreichend langen Follow-up sind notwendig, um eine Verbesserung durch die Verdopplung auch klinisch verifizieren zu können und mit den oben erwähnten Risiken abzuwägen. Zum Beispiel kann die längere Operationszeit mit einer eventuellen Zweitoperation bei Versagen der primären Versorgung bei der einfachen Variante gegengerechnet werden, wodurch die ursprünglich höheren Kosten im Vergleich geringer sind allein auf Grund der insgesamt längeren Operationszeit. Das sonst eher geringe Risiko einer Infektion⁷⁸ steigert sich durch einen weiteren Eingriff, sodass auch in dieser Hinsicht die Operation mit mehreren kraftübertragenden Bestandteilen präferiert werden sollte.

4.1 Knoten

Bei der operativen Versorgung der Rotatorenmanschettenrupturen können die Knoten die Primärstabilität maßgeblich beeinflussen. Sie sind als eine potentielle Versagensquelle zu betrachten. Laut Burkhart et al.⁷⁹ besteht die Grundlage der Sicherheit eines Knotens aus der Anzahl der Schlingen, dem Freiraum zwischen den Würfen und der entstehenden Reibung. Zusätzliche Einflussfaktoren sind die Art, die Dicke und die Steifigkeit des Fadens.⁸⁰ Ein monofiler Faden zeigt sich im Vergleich zu einem geflochtenen Faden weniger resistent gegen ein Aufrutschen bei Versuchen, da es auf Grund der glatten Oberfläche zu weniger Reibung kommt.⁸¹ Ein dickerer Faden verbessert ebenfalls die Sicherheit einer Reparatur.⁸¹

Mit knotenlosen Fadenankern, welche durch eine Fixierungsmöglichkeit des Fadens im Anker während der Operation auch ohne Knoten auskommen (z.B. Opus Magnum 2) wurde die potentielle Versagensquelle Knoten ausgeschaltet. Es muss kein Knoten mehr angefertigt werden und die Versagensmöglichkeiten werden auf Sehne und Anker reduziert. Laut einer Studie von Pietschmann et al.⁵⁷ können bei knotenlosen Ankern unterschiedliche Probleme, wie eine insuffiziente Verankerung des Fadens im Anker auftreten. In einer Studie von Rhee et al.⁸² zeigten sich im klinischen Ergebnis keinen signifikanten Unterschied zwischen Befestigung des Fadens an der Sehne mit Knoten oder knotenlosen.

Bei zahlreichen in Kliniken in Verwendung befindlichen Ankern (z.B. *Bio-Cork-screw FT*) ist die Prozedur des Knotens von Fäden noch notwendig, weshalb wir es in der vorliegenden Studie mitüberprüfen.

Die verwendeten Rutschknoten besitzen den Vorteil, dass sie extrakorporal geknotet und zum Zielpunkt vorgeschoben werden können. Der große Nachteil ist Schädigung des Gewebes durch das Ziehen des Knoten an die Zielstelle, bzw. durch zu großer Kraft beim Knoten.⁸³ Dies könnte bei Fäden wie zum Beispiel dem FiberWire® schneller zu einem Versagen der Reparatur durch Einschneidend des Fadens führen.

Beide Knoten wurden jeweils, wie in der Literatur empfohlen mit vier *reversed half hitches with alternating post* (RHAPs) gesichert.^{84,85} Die primäre Stabilität des Knotens wird somit laut Lo et al.⁶⁴ verbessert und die maximale Kraft, die ein Versagen der Knoten provoziert, verbessert.

4.1.1 Maximale Kraft bis zum Versagen (F_{\max})

Nach der Theorie von Burkhart et al.⁸⁰ teilt sich die Kraft auf die zwei Knoten auf und jeder einzelne Knoten muss einer geringeren Belastung standhalten, die Reibung summiert und verbessert die Primärstabilität.

Der Vergleich der Werte für die einzelne und doppelte Version des Duncan Knoten ergab die erwartete Verbesserung (ca. 40 N). Die Roeder-Version erreichte eine signifikante Verbesserung für den Roeder von 142,5 N auf 256,7 N durch Verdopplung. Dieses Ergebnis ist eindeutig mit der von Burkhart et al.⁸⁰ aufgestellten These der Aufteilung der Kraft auf den zweiten Knoten vereinbar. Seitens der maximalen Kraft, die aufgebracht werden muss bis es zu einem Versagen der Knoten kommt, sprechen die Ergebnisse eindeutig für die Verwendung eines zweiten Knoten.

Die vermehrte OP-Zeit zur Platzierung der zweiten Naht und zum Anfertigen des zweiten Knotens sowie die erhöhten Materialkosten sollten auf Grund der besseren Ergebnisse in dieser Studie in Kauf genommen werden.

Die geringen primären maximalen Versagenskräfte der Knoten sprechen eindeutig für eine primär passive Beübung der betroffenen Extremität. Erst nach Einheilung der Sehne sollte langsam mit einer Steigerung der aktiven Beübung gestartet werden, da die Gefahr eines frühen Versagens der Reparatur bei sofortiger aktivere Therapie bei beschriebener durchschnittlicher Zugkraft des M. supraspinatus von 302 Newton¹⁰ besteht. ($F_{\max}=188,5 \text{ N} \pm 62,5 \text{ N}$ bei Duncan und $F_{\max}= 256,7 \text{ N} \pm 91,72 \text{ N}$ bei Roeder)

4.1.2 Klinisches Versagen

Das klinische Versagen wurde als Längung des Systems von über 3 mm definiert.^{86,10,82,87}

Es wird beschrieben, dass bei einer Verlängerung von über 3 mm die Kontaktfläche zwischen Sehne und Knochen verloren geht⁸⁸ und die knöcherne Integration der Sehne nicht erreicht werden kann.⁶⁸ Dies kann zu einem späteren Versagen des Systems führen, wenn nach abgeschlossener Rehabilitationsphase die Bewegung und Belastung gesteigert wird. Kräfte, die an sich von der reparierten Sehne übernommen werden sollten, lasten auf den Reparaturkomponenten und führen zu einem Versagen.

Durch die Verdoppelung der Knoten konnte bei beiden Gruppen eine signifikante Besserung beobachtet werden. Es kann höheren Belastungen standgehalten werden und ein Einheilen der Sehne an der refixierten Stelle ist auch bei höheren Belastungen wahrscheinlicher.

Ein Vorteil des zweiten Knoten besteht in seiner *Backup*-Funktion.

Bei Versagen eines Knoten, kann der zweite für eine ausreichende Adaption zwischen Sehne und Knochen sorgen. Die Hypothese kann durch die vorliegende Studie bekräftigt werden. Bei einem Großteil der Knoten kam es nicht zu einem gleichzeitigen Versagen der beiden sondern sie versagten nacheinander. Bei 10 der 20 untersuchten Knoten erreichte der Zweite noch eine weitere Kraftstufe bevor er versagte. In vivo ist die Belastung der einzelnen Knoten auf Grund ihrer Lage in der Sehne und Belastung wahrscheinlich unterschiedlich während diverser Bewegungen. Von Strauss et al.⁸⁹ wurde aufgezeigt, dass der Implantationswinkel des Ankers einen Einfluss auf das Sehnennaht-Interface hat. Wenn bei einem Knoten die Belastung zu groß wird und ein klinisches Versagen provoziert wird, kann der Zweite noch bestehende Knoten eine Adaption aufrechterhalten und ein komplettes Versagen der Rekonstruktion vermeiden.

Beim Knoten von Rutschknoten bestehen zahlreiche Fehlerquellen, welche ebenfalls durch den zweiten Knoten gemindert werden können. Wie zum Beispiel von Nottage et al.⁶³ oder auch Agneskirchner et al.⁹⁰ beschrieben, sind arthroskopische Rutschknoten auf eine freie Beweglichkeit des Fadens durch das Gewebe angewiesen, um eine Adaption zu gewährleisten. Der Knoten kann bei fixiertem Faden nicht regelrecht zusammen gezogen werden⁹² und es kommt zu einer zu weiten Knotenschleife, wodurch eine Einheilung gefährdet ist.

Eine weitere Fehlerquelle für Rutschknoten ist die extra-artikuläre Anfertigen des Knoten und folgendes Vorschieben zur gewünschten Stelle, sowie die darauf folgende Fixierung mittels 4 RHAPs^{64,92}. Durch Interposition von Sehnenfasern kann es zu einer zu großen Schleife kommen, sowie auch ein Verkeilen der Sicherungsknoten zu weit distal zu einer größeren Schleife führt.

Dies spricht bei den arthroskopischen Eingriffen neben der Verbesserung der biomechanischen Primärstabilität zusätzlichen für die Verwendung eines weiteren absichernden Knoten.

4.1.3 Displacement beim 1. Anzug

Das primäre Displacement ist für das Aufrechterhalten des Kontaktes der refixierten Ruptur von großer Bedeutung.⁹¹ Die erhobenen Ergebnisse zeigen, wie bereits beim klinischen Versagen und bei der maximalen Versagenskraft eine signifikante Verbesserung durch den zweiten Knoten mit geringerer Längung im Vergleich.

Die von Burkhart et al.⁸⁰ aufgezeigte Grundlage für die Sicherheit eines Knoten, die Anzahl der Schlingen, der Freiraum zwischen den Würfeln und die dadurch entstehende Reibung bleibt bestehen. Insgesamt sollte sich die Reibung durch den zweiten Knoten im gesamten System steigern, womit eine höhere Widerstandsfähigkeit des Systems gegen die wirkende Kraft entsteht und die geringeren Displacementwerte erklärt werden können.

Wie bereits unter 4.1.2 erwähnt ist ebenfalls beim 1. Anzug, die Absicherung durch einen zweiten Knoten ein wichtiges Kriterium für die Verwendung. Bei zu hohem primärem Displacement eines Knoten bzw. kompletten Versagen wird die Reparatur gegebenenfalls vom zweiten Knoten gehalten.

4.1.4 Versagensmechanismus

Bei den Versagensmechanismen dominierte das Versagen durch Knotenfehler, wobei es zu einem Durchrutschen des Fadens durch die gelegten Schlaufen kam. Der Knoten rutschte auf Grund des Aufbaues des Fadens (siehe 2.1.1) bei jedem Versuch auf, bevor die Kraft erreicht werden konnte, welche zu einem Fadenriss führte. Die Ergebnisse sind mit jenen von Lo, Burkhart et al.⁶⁴, sowie Barber et al.⁶² vergleichbar. Natürlich könnte man die Sicherheit des Knotens durch weitere Sicherungsknoten verstärken und somit einen Knotenfehler minimieren, wobei von Komatsu et al.⁹² erst bei 7 Schlägen eine 100% Versagen durch einen Fadenriss bei $316,6 \text{ N} \pm 12,2 \text{ N}$ erreicht wurde. Bei einer solchen Anzahl von Knoten würde sich dementsprechend das Volumen des Knotens vergrößern.⁸⁷ Dies könnte bei einer subacromiale Enge zu Irritation der Sehne und Bursa führen und somit zu schmerzhaften Bewegungseinschränkungen. Es muss somit ein Mittelweg zwischen hoher Anzahl an Knoten und Sicherheit gefunden werden. Die vorliegende Studie zeigt, den Knoten an sich nicht als Schwachpunkt, sondern das Faden-Sehnen Interface, sodass die in der Literatur beschriebene Sicherung mit vier RHAPs als ausreichend erscheint.⁶⁴

4.2 Sehnen

Das Sehnen-Naht-Interface stellt die zweite und größte potentielle Versagensquelle einer Rotatorenmanschettenruptur-Rekonstruktion dar.^{79,9} Hierbei stehen vor allem das Einschneiden des Fadens in die Sehne und ein folgender Durchzug, sowie ein Fadenriss als Versagensquellen im Vordergrund. Es wurde die vorliegende Studie nach dem Protokoll von Urs Hüttel⁶⁰ bzw. dem von Ma et al.⁹³ durchgeführt und für alle Versuche der FiberWire® Faden verwendet, welcher die besten Ergebnisse in der Studie von U. Hüttel lieferte. Auf Grund seines Aufbaues (siehe 2.1.1) versagt der Faden im eigenen Experiment nie durch Fadenriss, sondern durch ein Einschneiden in die Sehne und folglich Fadendurchzug.

In der Literatur erfolgt die Einteilung in eine schwächere *Single-Stich* Naht und eine durch zusätzliche Verstrebung verstärkte modifizierten Mason-Allen.^{94,69} Auf Grund der zusätzlichen quer laufenden Matratzen-Naht, ist die Mason-Allen zeitaufwendiger und schwieriger anzufertigen. Es stellt sich die Frage, ob das Outcome den Zeitaufwand rechtfertigt. Im Vergleich der hier vorliegenden Studie schneiden Mason-Allen Nähte eindeutig in beiden Varianten am besten ab und sind mit den Werten von Ma et al.⁹⁴ vergleichbar. Die Mason-Allen Naht ist sogar in der Einzelausführung stärker als die doppelte *Single-Stich* Gruppe. Die Querstrebe scheint die applizierte Kraft besser zu verteilen und somit der RM-Naht eine höhere Widerstandsfähigkeit gegen ein Versagen zu verschaffen.

Die bekannten weiteren Einflussfaktoren auf die Qualität der Sehne wie eine Hypercholesterinämie²⁸, Rauchen (Dauer und Anzahl)²⁹ und genetische Faktoren³⁰ konnten in der post mortem Untersuchung nicht eruiert werden, da lediglich Alter, Gewicht und Geschlecht der Spenderperson auf dem Präparat vermerkt waren. Durch die biomechanische Studie kann jedoch kein direkter Rückschluss auf das klinische Outcome gezogen werden, wobei eine primäre Immobilisation und lange Rehabilitation zusätzlichen positiven Einfluss auf die Widerstandsfähigkeit der Reparatur haben.

4.2.1 Maximale Kraft bis zum Versagen (F max)

Die maximale Versagenskraft konnte bei der doppelten Variante trotz signifikant älterer Versuchsgruppe bei *Single-Stich* ($p= 0,0386$) und tendenziell älterer Gruppe bei Mason-Allen ($p=0,0672$) eindeutig verbessert werden. Ein Einfluss des Alters auf die Sehne konnte in diesem Versuchsprotokoll lediglich bei der einzelnen Versuchsreihe mit Mason-Allen Naht bestätigt werden. Eine Beeinflussung des Ergebnisses durch zusätzliche Faktoren müsste separat überprüft werden. Es wurden bei der *Single-Stich* Variante im Schnitt $166,9 \text{ N} \pm 38,61 \text{ N}$ anstelle der $89,89 \text{ N} \pm 28,71 \text{ N}$ des einzelnen Protokolls erreicht und auch die Mason-Allen Naht wurde von durchschnittlichen $196,4 \text{ N} \pm 68,37 \text{ N}$ durch Verdopplung auf $324,9 \text{ N} \pm 82,99 \text{ N}$ gesteigert.

Die *Single-Stich* und die modifizierte Mason-Allen Naht haben durch die zweite Naht eine Aufteilung der wirkenden Kraft und können größeren Kräften Stand halten bis ein Versagen eintritt. Diese Beobachtung bestätigt die von Jost et al.¹¹ an Rinderpräparaten gefundene Besserung der Primärstabilität von Rotatorenmanschettenreparaturen durch zusätzliche Nähte.

Insgesamt erscheint die doppelte Mason-Allen Naht mit durchschnittlichen $324,9 \text{ N}$ in der Versuchsreihe als klar beste Variante der Sehnenfixation. Gleich gefolgt von den einzelnen Mason-Allen Sehnennähten mit $196,4 \text{ N}$ und erst anschließend kommen die doppelte ($166,9 \text{ N}$) und einzelne Variante ($89,88 \text{ N}$) des *Single-Stiches*. Auf Grund der Formation der Mason-Allen Naht wird die Kraft nicht wie bei der *Single-Stich* Naht nur entlang der Sehnenfasern belastet, sondern durch die horizontale Strebe horizontal verteilt. Diese zusätzliche Aufteilung scheint der Sehne eine höhere Widerstandskraft für die darüber liegende *Single-Stich* Naht zu schaffen. Die eindeutige Verbesserung der Primärstabilität durch die Mason-Allen Naht rechtfertigt auch den erhöhten Zeit- und Materialaufwand und den daraus folgenden Kostenaufwand für die verlängerte OP Zeit welche laut Diab et al.⁹⁵, bei ca. 1.000 Euro pro Stunde liegen.

In allen 24 durchgeführten Versuchen versagten die Nähte primär mittels eines Durchzuges des Fadens durch die Sehne. Der zweite Faden bei den doppelten Versuchen versagte ebenfalls in einem Großteil der Fälle durch Fadendurchzug ($n=19$) und einmal bei *Single-Stich* und 4-mal bei Mason-Allen mittels Fadenriss. Die Fäden rissen nicht immer bei den höchsten erreichten Werten in der Versuchsreihe. Ursache hierfür könnte eine primär nur auf eine Naht übertragene Kraft sein. Die Belastbarkeit des Fadens könnte überschritten werden und es kann zu einem Reißen des ersten Fadens kommen. Bei

Versagen der ersten würde eine plötzliche große Kraft auf den Faden wirken, welche auch dessen Stabilität überfordert.

Jedoch scheint die Reißfestigkeit des Fadens in einem Großteil der Versuche als ausreichend. Der ausschlaggebende Faktor für das Versagen des Sehnennaht-Interfaces ist die Qualität der Sehne.

4.2.2 Displacement beim 1. Anzug bzw. beim 20. Anzug

Das Displacement beim ersten Anzug konnte für die *Single-Stich* Naht durch die Verdopplung mehr als halbiert werden (von 2,123 mm auf 0,9083 mm). Diese Reduktion zeigt somit erst später eine *gap formation* von über 3 cm, welche wir in unseren Knotenversuchen als klinisches Versagen gewertet haben und sollte somit ein besseres Einheilen der Sehne in den Knochen ermöglichen.

Auch für die Mason-Allen Naht wurde eine klare Verbesserung der Werte erwartet, jedoch kam ein tendenziell schlechteres Ergebnis für die doppelte Variante (0,80 zu 0,84 mm) zu Stande. Hierbei fanden sich zwei Ausreißerwerte bei der doppelten Versuchsgruppe. Dieses Präparat erreichte für die erste Testung eine Längung von 1,43 mm und für die zweite 1,72 mm. Bei Vergleich der restlichen Werte mit Ausnahme dieses Präparates kommt es zu einer Reduktion des primären Displacements auf $0,6940\text{mm} \pm 0,4006\text{ mm}$ und im Vergleich mit den einzelnen Nähten zu einer klaren Verbesserung. Dies entspricht auch der Erwartungshaltung, die laut der Studie von Burkhart et al.³⁸ mit der Aufteilung der wirkenden Kraft auf zwei anstelle von einem Punkt zu erwarten ist.

Laut einer Studie von Ma et al.⁶⁹ sollte beim FiberWire® keine Längung mehr nach dem 20. Zug auftreten, jedoch konnte dies in der vorliegenden Studie nicht verifiziert werden. Es zeigte sich jeweils nach dem 20. Anzug seitens des Versuchsaufbaues mit Sehne und Naht sei es in einzelner oder doppelter Variante jeweils eine deutliche Steigerung der Längung.

4.2.3 Einflussfaktor auf Sehnen

Für die Versuche wurden gefrorene Präparate verwendet. Jung et al.⁹⁶ testeten ein wiederholtes Auftauen und Einfrieren von Patellasehnen und beobachteten keinen größeren Einfluss auf die Primarstabilität und beschrieben es als gute Möglichkeit für das Lagern von Präparaten, die erst bei späteren Versuchen gebraucht werden. Diese Beobachtung wurde bereits früher von Woo et al.⁹⁷ beschrieben und konnte durch Goh et al.⁹⁸ für ein Mäusemodell mit Tiefkühlung bis -20° Celsius bestätigt werden.

In der Literatur werden sehr oft Versuche mit eingefrorenen Präparaten beschrieben, sodass eine Vergleichbarkeit mit den diversen Werten besser gegeben ist.^{98,99} Ein großer Vorteil des Einfrierens ist, dass der Zeitpunkt für das Auftauen und Testen selbstständig gewählt werden kann und keine Abhängigkeit zum Zeitpunkt des Todes besteht.

In der Literatur wird -wenn überhaupt- von einer Verschlechterung der Primärstabilität durch ein Einfrieren ausgegangen.⁹⁹ Die erhobenen Werte können somit als *worst case scenario* betrachtet werden. Werte einer Studie mit aufgetauten Präparaten sollten demnach mindestens auch in vivo erreicht werden und eine Verbesserung in den Versuchsbedingungen sollte eine Verbesserung bei einer Operation entsprechen.

Zur besseren Überprüfung des Einflusses einer zweiten Naht müsste zwecks Elimination von den diversen post mortem nicht eindeutig eruierbaren Einflussfaktoren ein direkter Vergleich zwischen einer einzelnen und doppelten Naht an einem Patienten getestet werden. Die Dominanz einer Hand hat auch einen Einfluss auf die Sehnenqualität²⁷, sodass wiederum nur eine Seite des Patienten für den Vergleich zur Verfügung stünde. Dort ist die Sehne wiederum in einen stärkeren anterioren und schwächeren dorsalen Bereich zu teilen. Somit kann zwar eine Verbesserung einer zweiten Naht identifiziert, aber nicht eindeutig quantifiziert werden.

4.3 Anker

Durch eine Weiterentwicklung der arthroskopischen Technik mittels double row, einer zweiten Reihe von medialer gesetzten Ankern, wird ein größeren Bereich (bis zu 100%¹⁰⁰) des ursprünglichen *footprints* readaptiert.¹² Dies führt zu einer besseren Einheilmöglichkeit der Sehne in den Knochen. Die double row Konfiguration kostet laut Bisson et al.¹¹⁸ je nach Anzahl der verwendeten Anker zwischen US\$ 8058 bis US\$ 13117 im Vergleich zu US\$ 7 592 bis US\$ 10742 für die single row Variante. In biomechanischen Testungen erreichen die double row Rekonstruktionen ein besseres Outcome.¹⁰¹ Das klinische funktionelle Ergebnis zeigte laut DeHaan et al.⁵⁸ bei beiden Varianten eine Verbesserung der Funktion wobei sich beide nicht signifikant voneinander unterscheiden.

Diese Studie weist darauf hin, dass unabhängig von der Konfiguration der Anker eine Zunahme der primären Stabilität erreicht wird durch Zunahme der Anzahl.

4.3.1 Maximale Kraft bis zum Versagen (F max)

Für beide Ankertypen (Opus Magnum 2® und Bio-Corkscrew®) zeigten sich signifikant bessere Werte bei der maximalen Versagenskraft. Die Anzahl der Anker wird vor allem von der Größe und Form des Sehnendefektes bestimmt, jedoch weisen die erhobenen Werte für die maximale Ausreisskraft eindeutig auf die Verwendung eines weiteren Ankers hin. Es wurde, der von Burkhart et al.³⁸ verwendete Abstand von 1 cm zwischen den beiden Ankern berücksichtigt. Bei geringerer Entfernung könnte die Belastung des Knochens zwischen den Ankern zu stark werden und es leichter zu einem Ausbrechen des Ankers kommen und somit zu einem früheren Versagen.

Ein genauer Vergleich mit den Werten von Pietschmann et al.⁵⁷ bzw. Itoi et al.¹⁰² bezüglich zusätzlicher Verstärkung des anterioren Bereiches bzw. posterioren Bereiches durch den zweiten Anker konnte nicht gemacht werden, da in der vorliegenden Studie auf Grund des zweiten Ankers, jeweils nur 2 anstelle von 3 Positionierungen pro Tuberculum majus zur Verfügung standen. Der zusätzliche Anker hat Einfluss auf das Ergebnis und ermöglicht es nicht direkt die Arbeiten zu vergleichen.

4.3.2 Klinisches Versagen

Die Schwachstelle des Opus Magnum®, die Verblockung des Fadens im Anker, scheint durch einen zweiten Anker und der daraus folgenden Aufteilung der Kraft verbessert zu werden. In diesem Zusammenhang könnten auch die unterschiedlichen Winkel der beiden Fäden zur Befestigung an der Maschine haben. Hierdurch werden die Kräfte nicht senkrecht auf den Anker übertragen, sondern in einem Winkel, wodurch die Verriegelung besser der Kraft widerstehen kann.

Bei den Bio-Corkscrew® Ankern konnte ebenfalls eine höhere Kraftstufe erreicht werden, bevor das klinische Versagen eintrat. Hier zeigt der zweite Anker eine eindeutige Verbesserung und durch den zweiten Anker verändert sich auch die Abhängigkeit zwischen klinischen Versagen und maximaler Versagenskraft. Die einfach getesteten Anker versagten relativ rasch nach dem Erreichen einer Längung von über 5 mm- meist innerhalb der nächsten Kraftstufe. Die doppelte Versuchsreihe überstand meist noch weitere 100 Newton nach Erreichen des klinischen Versagens.

4.3.3 Displacement beim 1. Anzug

Die Konstanz der besseren Werte beim ersten Anzug der Maschine spricht bei den Ankern neben der Verbesserung aller Werte zusätzlich für einen Einsatz eines zweiten Ankers, wenn die operative Situation es ermöglicht. Es kann sicherer von gut adaptierten Verhältnissen auch nach der ersten Bewegung ausgegangen werden. Das große primäre Displacement der einzelnen Anker ist auch als ein zusätzlicher Grund für das sehr frühe klinische Versagen der Opus Magnum 2® Anker zu deuten. Sie erreichten eine Längung von über 5 mm zumeist bereits in der 2. Kraftstufe bei 100 N.

Auch der Bio-Corkscrew® Anker hielt in doppelter Ausführung den ersten Anzug besser stand, jedoch fand sich hier keine Signifikanz. Für die in der vorliegenden Studie verwendeten, osteopenen Knochen erscheinen die Displacement-Werte ($0,6380 \pm 0,3828$ mm) sehr gut. Sie lassen eine gute Einheilung der Sehne in den Knochen erwarten, da erst ab 5 mm gap formation ein 50 % Versagen von Petit et al.¹⁰³ oder Lee et al.¹⁰⁴ definiert wurde.

4.3.4 Versagensmechanismus

Bei den Opus Magnum 2® Ankern war der Fadendurchzug die dominante Art des Versagens mit 70% bei einfacher und 80 % bei doppelter Konfiguration. Im Vergleich mit einem Ankerariss kann dies als vorteilhafte Art des Versagens gesehen werden. Der aus dem Anker gezogene Faden richtet einen geringeren Schaden im Gelenk an als ein komplett ausgerissener Anker.

Der Bio-Corkscrew FT® versagte im Vergleich öfter durch kompletten Ankerariss. (5x bei einzeln und 8x bei doppelt). Dies kann einerseits durch Lage des Anker im Gelenk zu größeren Schäden führen und zusätzlich auf Grund seiner potentiell größeren Defekte im Tuberkulum majus zu Problemen bei einer Revisionsoperation führen.

Die Anzahl der Versuche in dieser Studie ist eher gering, sodass eine endgültige Aussage über die Verbesserung durch weitere Untersuchungen geklärt werden sollte. Jedoch nehmen die Ankerdislokationen ab und das Versagen tritt erst bei höheren Werten ($195 \text{ Newton} \pm 15,81 \text{ N}$) auf. Hier scheint die Schwachstelle des Opus Magnum 2® vor allem das Interface zwischen dem Faden und dem Anker bzw. die Fixierung von Faden in Anker zu sein. In Testungen von Barber et al.¹⁰⁵ wurde der Anker mit Drahtseilen und Angelschnüren getestet und ein Fadendurchzug als Versagensmechanismus eliminiert. Der Anker erreicht maximale Ausreißkräfte von circa 500 Newton. Durch eine Verbesserung des Faden-Anker-Interfaces könnte man ein Versagen erst bei Werten über der physiologischen Belastung erwarten.

Die Konstruktion des Opus Magnum 2® Ankers, wie bereits von Pietschmann et al.⁵⁷ beschrieben, ist durch ihre geringe Größe gut für die Arthroskopie geeignet. Außerdem wird durch die Verankerung unterhalb der Corticalis des Humerus der Einfluss eines osteopenen Knochens auf die Primärstabilität reduziert und es besteht eine besondere Indikation für seine Verwendung bei Patienten/innen mit reduzierter Knochendichte.

Im Vergleich mit den einzeln getesteten Ankern gab es bei der doppelten Testung nur mehr einen Riss im Bereich der Befestigung an der Maschine im Vergleich zu den 2 Fadenrissen bei der einzelnen Testung. Diese potentielle Versagensquelle besteht allerdings nur bei der *in vitro* Testung, da die Befestigung an der Maschine das Pendant zur Befestigung an der Sehne darstellt soll, wo eher das Sehnen-Naht-Interface versagt, als dass der Faden reißen würde. Somit kann diese Quelle nicht auf die *in vivo* Situation übertragen werden.

4.3.5 Einfluss von Testmilieus auf die Primärstabilität

Eine Veränderung der maximalen Versagenskraft, des klinischen Versagens und des primären Displacement durch Testung in physiologischeren feuchten Bedingungen wurden u.a. von Pietschmann et al. beschrieben.⁵⁶ Bei dem in dieser Studie verwendeten Anker Bio-Corkscrew® scheint eine Testung in der physiologischeren feuchten Bedingung nicht nötig. Die Flüssigkeit dürfte keinen Einfluss auf den formschlüssig in den Knochen gedrehten Anker haben und die Fäden wurden mittels Klemme an der Maschine befestigt, sodass die Knoten keinen Einfluss auf das Displacement des Ankers haben.

Beim knotenlosen Opus Magnum 2® Anker hingegen könnte die Testung einen Einfluss auf die Verblockung des Fadens im Anker haben. Die postulierte Quellung des Fadens⁵⁹ könnte ein Rutschen des Fadens und das Versagen des Ankers verzögern, wenn nicht sogar verhindern.

Einen Einfluss auf die Primärstabilität der Anker im Knochen könnte die Temperatur nehmen. Physiologisch hätte der Knochen eine Temperatur von circa 37° Celsius, wohingegen der getestete Knochen nach Kryokonservierung über 24 Stunden aufgewärmt wurde und bei Raumtemperatur (circa 20° Celsius) getestet wurde. Laut einer Studie von Meyer et al.¹⁰⁶ verändert sich die Stabilität des Bio-Corkscrew® Ankers durch die 17° Celsius Temperatursteigerung und zeigte eine 13% schlechtere Performance mit früheren Versagen bei 37° Celsius. Ursache dafür könnte die von Winterstein et al.¹⁰⁷ beschriebene Erweichung, also Abnahme der Festigkeit des Materials des Ankers sein. Ein Hinweis für diese Erweichung konnte auch das Versagen der Anker durch ein Ablösen des Fadens von der Kontaktfläche sein, welches bei der niedrigeren Temperatur nicht vorkam.¹⁰⁷ Eine im biomechanischen Labor der Orthopädie der LMU München durchgeführte Studie von Gülecüy et al. zeigt keinen Einfluss auf die Stabilität des Ankers durch Temperaturunterschiede.¹¹⁹

Der Einfluss der BMD des Knochens auf die primäre Stabilität des Ankers wurde in mehreren Studien beschrieben.^{108,109,110} In unserer Studie zeigte sich, dass der Opus Magnum Typ 2 durch seine formschlüssige Verankerung subcortikal nicht durch die Knochendichte beeinflusst wird. Es kommt bei verschiedenen BMD zu einer durchwegs konstanten Versagenskraft von 195 N \pm 15,81 N (siehe Korrelationsanalyse 3.3.1.1) Ebenfalls die von Pietschmann et al.¹¹¹ durchgeführten Versuche mit dem Opus Magnums 2® zeigten diese Unabhängigkeit von der Knochendichte.

Im Gegensatz dazu zeigte sich beim Bio-Corkscrew eine Abhängigkeit von der Dichte des Knochens auf die erreichten maximalen Werte sowohl bei den einzeln als auch bei den doppelt getesteten Ankern. Diese Beobachtung stimmt

mit der Studie von Tingart et al.¹¹⁰ überein, die ebenfalls höhere Ausreisskräfte in Regionen mit größerer BMD beschreiben. Die Studie von Yakacki et al.¹⁰⁹ stellte eine lineare Korrelation zwischen der BMD und der maximalen Versagenskraft her.

In unseren Versuchen wurden für die Anker zwei unterschiedliche Implantationswinkel verwendet. Einerseits wurde der Bio-Corkscrew® mit 45° Winkel und andererseits der Opus Magnum 2® in einem 90° Winkel appliziert. Die 45° des Bio-Corkscrew® beziehen sich dabei auf die von Burkhart et al.⁴⁸ postulierte *Deadman's Angle* Theorie. Dabei wird beschrieben, dass mit 45° implantierte Anker besser einem Ausreißen widerstehen als mit 90° implantierte Anker. Eine Bestätigung der höheren Widerstandsfähigkeit des Ankers durch geringeren Zugwinkel erzielte die Studie von Deakin et al.¹¹². Sie beschrieben für den Bio-Corkscrew® Anker eine Abnahme der maximalen Versagenskraft, wenn mit 90° anstelle von 45° getestet wird. Jedoch gibt es auch Studien wie zum Beispiel von Liporace et al.¹¹³, der Anker in 90°, 75°, 45° und 30° Winkel implantierte und keine signifikanten Unterschiede entdecken konnten. Eine weitere Studie von Strauss et al.⁹¹ zeigte sogar bei 90° Implantationswinkel ein besseres Outcome der Reparatur im Vergleich mit 45°. Die beiden Winkel wurden deshalb in unserer Studie nicht anhand von der Literatur empfohlenen Winkeln, sondern nach den Empfehlungen der Hersteller appliziert.

5 Zusammenfassung

Die Hypothese dieser Studie, dass eine Verdopplung der Anker, Sehnennähte und Knoten die Primärstabilität verbessern und dadurch eine geringer Reruptur-Rate erreicht werden könnte, konnte verifiziert werden. Alle getesteten Parameter verbesserten sich durch das Hinzufügen eines zweiten Ankers bzw. einer zweiten Naht oder eines zweiten Fadens mit Knoten.

Die vorliegende Studie suggeriert, dass, sofern möglich, bei der Reparatur einer Rotatorenmanschettenruptur zur Aufteilung der Kraft auf mehrere Punkte mehrere Anker mit mehreren Fäden verwendet werden sollen. Wie bereits von Burkhart et al.⁸⁰ beschrieben teilt sich hierdurch die Kraft entsprechend der Anzahl der Anker auf. Diese Studie zeigt, dass ein zweiter Anker im Knochen bzw. eine zweite Naht in der Sehne die Integrität nicht verletzt und deutlich besserer Ergebnisse liefert.

Die Schwachstelle der Reparatur ist laut den Ergebnissen dieser Studie und laut Literatur vor allem das Sehnen-Naht-Interface. Hierbei zeigt diese Studie eine eindeutige Verbesserung durch Verwendung von mehr Nähten bzw. komplexeren Formationen. Es erreichte zum Beispiel die doppelte *Single-Stich* geringere Werte als die einfache Mason-Allen Naht. Es sollte bei der Entwicklung immer stärkerer und widerstandfähiger Anker mehr Augenmerk auf die Formation der Sehnennaht, als primärem Versagensmechanismus gelegt werden.

Diese Studie zeigt außerdem, dass die Verwendung eines Fadenankers, der mit zwei oder drei Fäden bestückt ist eine ähnliche Primärstabilität zeigen könnte, wie zwei oder drei Anker mit jeweils einem Faden. Dieser Idee müsste aber in einer weiteren Studie genauer nachgegangen werden um die Hypothese zu bestätigen.

6 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Humerus mit a. Verkippung des Humeruskopfes zu den Condylen, b. Verkippung der Gelenksfläche (mod. nach AE Manual der Endoprothetik ²¹)	4
Abbildung 2: Schultermuskeln mit Ursprung und Ansatz, Innervation und Funktion (modifiziert nach Dual Reihe) ¹³	7
Abbildung 3: Schulter rechts mit Muskeln der Rotatorenmanschette a von ventral b dorsal (mod. nach Duale Reihe ³³)	8
Abbildung 4: arthroskopische Ansicht einer Rotatorenmanschette von intraartikulär mit 1,2xZoom; Blickrichtung dorsolateral ¹⁹	9
Abbildung 5: a. Aufbau der RM um den Humeruskopf Sicht von kranial, b. Ähnlichkeit mit Aufbau einer Hängebrücke c. Ansicht von dorsal: Formation Muskel (S: M. supraspinatus, I: M. infraspinatus, TM: M. teres minor, C: Rotator cable, B: crescent zone ¹⁸	10
Abbildung 6: Äußere Muskeln der Art. glenohumeralia mit Ansatz und Ursprung, Innervation und Funktion ¹³	11
Abbildung 7: Drehmoment der Schulter von a. ventral und b. kranial modifiziert nach Lo und Burkhart; O: Drehzentrum, D: Drehmoment des Deltoideus mit Abstand (A) vom Drehzentrum, C: Drehmoment der kaudalen Rotatorenmanschette mit Abstand (a) vom Drehzentrum, S: Kraft Subscapularis mit Abstand r und I: Kraft Infraspinatus und Teres minor mit Abstand R vom Drehzentrum O ⁴¹	13
Abbildung 8: Riss der RM mit Einteilung der artikulärseitigen Läsion ⁵³ a. Typ 1- 1/3 des Footprintes (bis 1) b. Typ 2- 1/2 des Footprintes (bis 2).....	18
Abbildung 9: Klassifikation der RM Läsionen ⁹²	20
Abbildung 10: mod. nach Habermeyer ⁹⁴ : Ansicht Schulter von lateral: Einteilung der RMR nach Zonen	21

Abbildung 11: a. Halbmondförmige Ruptur der Rotatorenmanschette b. U-förmige Ruptur der Rotatorenmanschette (mod. nach Habermeyer) ¹⁹ ..	22
Abbildung 12: a. L-förmige Ruptur der Rotatorenmanschette und b. reversed L-förmige Ruptur der Rotatorenmanschette (mod. nach Habermeyer) ¹⁹	23
Abbildung 13: Muskeltest für den Supraspinatus modifiziert nach Buckup: A: Jobe Test, B: 0° Abduktionstest und C: Drop arm Test ⁴²	26
Abbildung 14: Muskeltest für Infraspinatus und Teres minor modifiziert nach Buckup: A, B: Außenrotation gegen Widerstand in Neutral-Null Stellung und in 90° abduzierter Schulter, C: Horn Blower Zeichen ¹⁰⁷	26
Abbildung 15: Muskeltest für M. subscapularis modifiziert nach Buckup: A: Napoleon-Zeichen, B: Lift off test ¹⁰⁷	27
Abbildung 16: Ultraschallbild einer gesunden RM im Transversalschnitt	28
Abbildung 17: Röntgen Schulter re in 2 Ebenen mit deutlichem Humeruskopfhochstand	29
Abbildung 18: Acromionform nach Bigliani: a. flach, b. gebogen, c. hakenförmig ⁴⁴	30
Abbildung 19: Retraktion der Sehne mit Lage zwischen: 1: Tub maj. und Humeruskopf 2: Kopf und Glenoid und 3: medial des Glenoids ³⁶	31
Abbildung 20: MRT einer Schulter mit rupturierter Rotatorenmanschette in Frontal- (rechts) und Transversalebene (li)	32
Abbildung 21: Schnittführung: Die durchgezogene Linie zeigt den Hautschnitt. Die gestrichelte Linie zeigt den Muskelschnitt. Die dunkelgraue Zone zeigt das Areal der Unterminierung ⁴⁷	35
Abbildung 22: offene Operationsmethode: Blick auf die rechte Schulter bei einer L-förmiger Supraspinatussehnenläsion ⁴⁷	36

Abbildung 23: Knochenresektion mit Bohrlochkonfiguration und Mason-Allen Sehnennaht ⁴⁷	37
Abbildung 24: Anker in Knochen im Deadman-Angle implantiert. ⁴⁸	38
Abbildung 25: Arthroskopische Zugänge zur rechten Schulter: P: posterior, S: superior, L: Lateral, As: anterior, superior, A: anterior, Ai: anterior, inferior.....	39
Abbildung 26: Fadenverpackung und Fäden.....	46
Abbildung 27: Knotenanleitung des Duncan Knoten und Sicherungsknoten....	48
Abbildung 28: Knotenanleitung des Roederknoten	49
Abbildung 29: Stahlzylinder mit 30 mm Durchmesser	50
Abbildung 30: Aufbau Knotenversuch	50
Abbildung 31: Fadendurchzug li. und Fadenriss re. als Versagensmechanismen	52
Abbildung 32: Supraspinatussehne komplett und für Versuche geteilt.....	53
Abbildung 33: Skizze zum Aufbau der Sehnennaht: a:Aufbau Single-Stich mit Fäden sichtbar (Rot) und Fäden unterhalb Sehne (schwarz gestrichelt) b: modifizierte Mason-Allen mit Fäden sichtbar (rot und blau) und Fäden unterhalb der Sehne (grün und schwarz gestrichelt).....	54
Abbildung 34: seitliche Ansicht auf Klemme, Fixierung mit Schrauben und Muttern, Gewindestangen zur vergrößerten Reibung.....	55
Abbildung 35: Befestigung Sehne an Maschine Single Stich oben und Mason- Allen unten	56
Abbildung 36: Versagen durch Fadendurchzug li bei Single Stich während des Versuches; re bei Mason-Allen-Naht nach Versuch	57

Abbildung 37: CT-Bild Schulter mit Ausmessung mittels OSTEO im Vergleich mit Prüfkörper aus Wasser und Calcium	58
Abbildung 38: Opus Magnum 2 Anker + Systematik Anker vor und nach Setzen ⁷²	60
Abbildung 39: Bio-Corkscrew Aufbau mit Handgriff und vergrößerter Detailansicht des Ankers ⁷⁴ ,	60
Abbildung 40: Befestigung Opus Magnum 2 und Bio-Corkscrew	61
Abbildung 41: Beispiele Versagen des Biocorkscrew-Ankers (li Fadenriss, re Ankerausriss)	63
Abbildung 42: Duncan: Maximale Ausreisskraft: einzeln vs. doppelt.....	64
Abbildung 43: Duncan: klinisches Versagen: einzeln vs. doppelt.....	65
Abbildung 44: Duncan: Displacement 1. Anzug einzeln vs. doppelt.....	66
Abbildung 45: Roeder: maximale Ausreisskraft : einzeln vs. doppelt	67
Abbildung 46: Roeder: klinisches Versagen einzeln vs. doppelt	68
Abbildung 47: Roeder: Displacement bei 1. Anzug einzeln vs. doppelt.....	69
Abbildung 48: Alter Sehnen im Vergleich (li <i>Single-Stich</i> , rechts Mason - Allen)	70
Abbildung 49: <i>Single-Stich</i> maximale Ausreisskraft: einzel vs. doppelt.....	71
Abbildung 50: Korrelation der maximalen Versagenskraft zum Alter des Patienten beim Todeszeitpunkt für <i>Single-Stich</i>	72
Abbildung 51: <i>Single-Stich</i> : klinisches Versagen: einzeln vs. doppelt.....	73

Abbildung 52: <i>Single-Stich</i> Displacement beim 1. Anzug (li) und beim 20. Anzug (re) einzeln vs. doppelt	74
Abbildung 53: Mason- Allen maximale Ausreisskraft: einzel vs. doppelt	75
Abbildung 54: Korrelation der maximalen Versagenskraft zum Alter des Patienten beim Todeszeitpunkt für Mason-Allen	76
Abbildung 55: Mason-Allen klinisches Versagen: einzel vs. doppelt	76
Abbildung 56: Mason-Allen: Displacement beim 1. und 20. Anzug: einzel vs. doppelt	77
Abbildung 57: Opus Magnum 2: maximale Ausreisskraft: einzeln vs. doppelt .	78
Abbildung 58: Korrelation der maximalen Ausreisskraft zum Alter des Patienten beim Todeszeitpunkt für Opus Magnum 2.....	79
Abbildung 59: Opus Magnum 2: klinisches Versagen: einzeln vs. doppelt.....	80
Abbildung 60: Opus Magnum 2 Displacement beim 1. Anzug: einzeln vs. doppelt	81
Abbildung 61: BioCorkscrew maximale Versagenskraft einzeln vs. doppelt	83
Abbildung 62: Korrelation der maximalen Versagenskraft zum Alter des Patienten beim Todeszeitpunkt für BioCorkscrew	84
Abbildung 63: BioCorkscrew klinisches Versagen: einzeln vs. doppelt	85
Abbildung 64: BioCorkscrew Displacement beim 1. Anzug: einzeln vs. doppelt	86

7 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Beurteilung eine artikularen partiellen Rotatorenmanschettenruptur nach Ausmaß der Ablösung vom Tuberculum majus	18
Tabelle 2: Einteilung der Rupturgröße nach Bateman.....	19
Tabelle 3: Einteilung auf Grund der betroffenen Anzahl an Sehnen.....	19
Tabelle 4: Einteilung auf Grund der Degeneration der Sehne nach MRT	30
Tabelle 5: Vergleich zwischen klassischer, mini open und arthroskopischer Technik (mod. nach Yamaguchi et al.) ⁵¹	40
Tabelle 6: Versagensmechanismen Opus Magnum 2.....	82
Tabelle 7: Versagensmechanismen Bio-Corkscrew	87

8 Danksagung

Ich möchte mich sehr herzlich bei Herrn Prof. Dr. med. Peter E. Müller für die Zurverfügungstellung meines Studienthemas bedanken, sowie für die fachliche und vielfältige Unterstützung bei Fragen während der Forschung im Labor sowie beim Erstellen der Arbeit.

Ganz besonderes bedanke ich mich bei Herrn Dr. Mehmet Güleçyüz, der mit mir das Thema erarbeitete, mich in die Präparation der Sehnen einwies und stets tatkräftig bei allfälligen Fragen unterstützte und auch für die Publikation der Ergebnisse sorgte.

Herrn Prof. Dr. med. Dipl.- Ing. Volkmar Jansson danke ich für das Vertrauen in meine Person und für die Motivation und Unterstützung im Labor.

Ein großer Dank gehört auch dem Biomechanischen Team rund um Herrn Prof. Dr. med. habil. Dr. –Ing. Wolfgang Plitz, Herrn Dipl.-Ing. Christian Schröder und den weiteren Mitarbeitern, welche bei technischen Fragen stets zur Verfügung standen und mit ihrem Wissen und Fertigkeiten weiterzuhelfen versuchten.

Der Firma Arthrex und ArthroCare danke ich für die Unterweisung und Bereitstellung der Anker und Fäden.

Ein sehr großer Dank gehört auch meiner Familie. Meinen Eltern, die mir das Studium ermöglichten und mich mit Rat und Hilfestellung stets während der Erarbeitung unterstützten. Sowie meiner Schwester Cornelia und ihrem Mann Thomas Kunit, die mir mit Ihren fachlichen und sachlichen Hinweisen stets halfen.

Abschließend möchte ich mich bei allen Kollegen und Freunden für die vielen Anregungen und Ideen bedanken.

9 Eidesstattliche Versicherung

Eidesstattliche Versicherung Stand: 31.01.2013

Bortolotti, Hannes

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Einfluss der doppelten Anzahl von Knoten, Fäden und Fadenankern auf die
Primärstabilität von Rotatorenmanschettenrekonstruktions-Techniken:
Eine biomechanische Testung.

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel
bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd
übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter
Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher
oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines
akademischen Grades eingereicht wurde.

Kufstein, 11.08.2015
Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin/Doktorand

10 Literaturverzeichnis

- ¹ Milgrom C, S.M., Gilbert S, van Holsbeeck M, Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender. J Bone Joint Surg, 1995. 77(2): p. 296-298.
- ² Alexis Chang, N.E., Alicia Harrison, Alan Moskowitz, Evan Flatow, National trends in rotator cuff repair. Journal of Bone and Joint Surgery, 2012. 94: p. 227-33.
- ³ Paul Saridakis, G.J., Outcomes of single-row and double-row arthroscopic rotator cuff repair: a systemic review. J Bone Joint Surg Am, 2010. 92: p. 732-742.
- ⁴ Buess E, S.K., Waibl B., Open versus arthroscopic rotator cuff repair: a comparative view of 96 cases. Arthroscopy, 2005. 21: p. 597-604.
- ⁵ Kim SH, H.K., Park JH, Kang JS, Oh I, Arthroscopic versus mini-open salvage repair of the rotator cuff tear: outcome analysis at 2 to 6 years' follow-up. Arthroscopy, 2003. 19: p. 746-754.
- ⁶ Severud EL, R.C., Abbott DD, Nottage WM, All-arthorscopic versus mini open rotator cuff repair: a long term retrospective outcome comparison. Arthroscopy, 2003. 19: p. 234-238.
- ⁷ Andrea Grasso, G.M., Mateo Salvatore, Gianluca Falcone, single-row versus double-row arthorscopic rotator cuff repair: a prospective randomized clinical study. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2009. 25(1): p. 4-12.
- ⁸ Smith C, A.S., Hill A, Huijsmans P, Bull A, Amis A, A biomechanical comparison of single and double-row fixation in arthroscopic rotator cuff repair. J Bone Joint Surg 2006. 88: p. 2425-2431.
- ⁹ Cummins CA, M.C., Mode of failure for rotator cuff repair with suture anchors identified at revision surgery. J Shoulder Ellbow Surg., 2003. 12(2): p. 128-133.
- ¹⁰ Stephen S. Burkhart, M.A.W., Matthew Simonich, Daniel Salem, Dan Lancot, Kyriacos Athanasiou, Knot Security in Simple Sliding Knots and its Relationship to Rotator Cuff Repair: How Secure must the Knot Be? Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2000. 16(2): p. 202-207.
- ¹¹ Jost PW, K.M., Chen DX, Wright TM, Kelly AM, Rodeo SA, suture number determines strength of rotator cuff repair. J Bone Joint Surg, 2012. 94(14): p. 1001-1007.
- ¹² Brady PC, A.P., Burkhart SS, Evaluation of residual rotator cuff defects after in vivo single- versus double-row rotator cuff repairs. Arthroscopy, 2006. 22: p. 1070-1075.
- ¹³ Wurzinger, Laurenz J. und Aumüller, G.: Duale Reihe Anatomie. 2., überarb. Aufl., Thieme: 2010.

- ¹⁴ Bommas-Ebert, Ulrike; Teubner, Philipp und Voss, Rainer (Hrsg.): Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie . 3., aktualisierte und erw. Aufl., Thieme: 2011.
- ¹⁵ Loew, Markus (Hrsg.): AE-Manual der Endoprothetik: Schulter. Springer-Verlag Berlin Heidelberg: 2010.
- ¹⁶ Chapman, Michael W.; Szabo, Robert M. und Marder, Richard A.: Chapman's Orthopaedic Surgery. 3. Auflage, Lippincott Williams & Wilkins: 2001.
- ¹⁷ Krämer, Jürgen; Grifka, Joachim; Kleinert, Heinrich und Teske, Wolfram: Orthopädie, Unfallchirurgie. 8., neubearbeitete und erweiterte Auflage, Springer Medizin Verlag Heidelberg: 2007.
- ¹⁸ Stephen S. Burkhart , J.C.E.a.R.S.J., The rotator crescent and rotator cable: an anatomic description of the shoulder's "Suspension bridge". Arthroscopy, 1993. 9(6): p. 611-616.
- ¹⁹ Lichtenberg, Sven; Habermeyer, Peter und Magosch, Petra (Hrsg.): Atlas Schulterarthroskopie . 1. Aufl., Elsevier, Urban & Fischer: 2008.
- ²⁰ Grifka, Joachim und Kuster, Markus (Hrsg.): Orthopädie und Unfallchirurgie: Für Praxis, Klinik und Facharztprüfung. Springer-Verlag Berlin Heidelberg: 2011.
- ²¹ Fred Moseley, I.G., The arterial pattern of the rotator cuff of the shoulder. The journal of bone and joint surgery, 1963. 45B(4): p. 780-789.
- ²² James Rathbun, I.M., The microvascular pattern of the rotator cuff. The journal of bone and joint surgery, 1970. 52B(3): p. 540-553.
- ²³ Gohlke F.: (2000): Biomechanik der Schulter. Orthopäde 29: 834-844
- ²⁴ Warren JJP, Deng XH, Warren RF, Torzilli PA (1992) Static capsuloligamentous restraints to superior-inferior translation of the glenohumeral joint. Am J Sports Med 20: 675-685.
- ²⁵ Müller, M.: Chirurgie für Studium und Praxis. Medizinischer Verlags- und Informationsdienste: 2010/11
- ²⁶ Scharf, Hanns-Peter (Hrsg.): Orthopädie und Unfallchirurgie: Facharztwissen nach der neuen Weiterbildungsordnung. 1. Aufl., Elsevier, Urban & Fischer: 2009.
- ²⁷ Atsushi Yamamoto, K.T., Toshihisa Osawa, Takashi Yanagawa, Tsutomu Kobayashi, Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. Journal shoulder elbow surgery, 2010. 19: p. 116-120.
- ²⁸ Joseoh Abboud, J.K., The effect of hypercholesterolemia on rotator cuff disease. Clin orthop relat res, 2010. 468: p. 1493-1497.

- ²⁹ Keith Baumgarten, D.G., Leesa Galatz, Sharlene Teefey, William Middleton, Konstantinos Ditsios, Ken Yamaguchi, Cigarette smoking increases the risk for rotator cuff tears. Clin orthop relat res, 2010. 468: p. 1534-1541.
- ³⁰ Maffulli N (ed): Rotator Cuff Tear. Med Sport Sci. Basel, 2012. 57: p. 1–9.
- ³¹ Malcolm Collins, S.R., Genetic risk factors for musculoskeletal soft tissue injuries. Med Sport Sci. Basel, 2009. 54: p. 136-149.
- ³² Loew M., H.P., Wiedemann E., Rickert M., Gohlke F., Empfehlung zu Diagnostik und Begutachtung der traumatischen Rotatorenmanschettenläsion. Der Unfallchirurg, 2000. 5: p. 417-426.
- ³³ L. Bigliani, D. Morrison und E. April, The morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears. Orthopaedic Transactions, 1986. 10: p. 216-228.
- ³⁴ Unthoff HK, Sarkar K. Anatomie und Pathologie der Rotatorenmanschette. Orthopäde 1995; 24(6):468-474.
- ³⁵ Christine Voigt, H.L., Schulterchirurgie: Supraspinatussehnenrupturen. Chirurgen Magazin, 2009. 39.
- ³⁶ Habermeyer Peter: Schulterchirurgie. München, Jena. Urban & Fischer, 2002.
- ³⁷ Burkhart, S., A stepwise approach to arthroscopic rotator cuff repair based on biomechanical principles. Arthroscopy, 2000. 16(1): p. 82-90.
- ³⁸ Lo IK, Burkhart SS. Current concepts in arthroscopic rotator cuff repair. Am J Sports Med. 2003;31(2):308
- ³⁹ Breusch, Steffen und Abel, Rainer (Hrsg.): Klinikleitfaden Orthopädie, Unfallchirurgie . 6.Aufl., Elsevier, Urban & Fischer: 2009.
- ⁴⁰ Smith TO, B.T., Toms AP, Hing CB, Diagnostic accuracy of ultrasound for rotator cuff tears in adults: a systemic review and meta-analysis. Clin Radiol., 2011. 66(11): p. 1036-48.
- ⁴¹ http://www.shoulderdoc.co.uk/article.asp?article=1455#1_bigliani (15.04.2014, 12:00)
- ⁴² Vogl, Thomas J.; Reith, Wolfgang und Rummeny, Ernst J. (Hrsg.): Diagnostische und Interventionelle Radiologie. Springer-Verlag Berlin Heidelberg: 2011.
- ⁴³ Patte, Didier, Classification of Rotator Cuff Lesions, Clinical Orthopaedics & Related Research, 1990. 254.
- ⁴⁴ D. Seltzer, C. Basamania und C.J. Rockwood, Conservative management of rotator cuff tears, in Rotator cuff disorders, W.J. Burkhead, Editor. Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia – USA, 1996.

- ⁴⁵ Neil S. Ghodadra, M.T.P., Nikhil N. Verma, Kevine E. Wilk, Anthony A. Romeo, Open, mini-open, and all-arthroscopic rotator cuff repair surgery: Indications and implications for rehabilitation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 2009. 39(2): p. 81-89.
- ⁴⁶ Kohn, Dieter, Pohlemann Tim: *Operationsatlas für die orthopädisch-unfallchirurgische Weiterbildung*. Springer-Verlag Berlin: 2010.
- ⁴⁷ Burkhart, S., The deadman theory of suture anchors: observations along a south texas fence line. *Arthroscopy*, 1995. 11(1): p. 119-123.
- ⁴⁸ David V. Craft, J.B.M., Patrick Cawley, Philip C. Noble, Fixation strength of rotator cuff repair with suture anchors and the transosseous suture technique. *Journal shoulder elbow surgery*, 1996. 5: p. 32-40.
- ⁴⁹ Cory O. Nelson, M.J.S., Mark G. Grossman, Frederick Serra-Hsu, Single-row modified mason-allen versus double-row arthroscopic rotator cuff repair: a biomechanical and surface area comparison. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2008. 24(8): p. 941-948.
- ⁵⁰ K. Yamaguchi, Mini-open rotator cuff repair: an updated perspective. Instructional course lecture. *The Journal of bone and Joint Surgery*, 2001. 50: p.53-61.
- ⁵¹ Charles Ruotolo, W.N., Surgical and nonsurgical Management of Rotator cuff tears. *Arthroscopy*, 2002. 18(5): p. 527-531.
- ⁵² Jennifer Seida, C.L., Janine Schouten, Shima Mousavi, Lisa Hartling, Ben Vandermeer, Lisa Tjosvold, David Sheps, Systemic review: nonoperative and operative treatments for rotator cuff tears. *Ann intern Med.*, 2010. 153(4): p. 246-256.
- ⁵³ Bernhard Jost, C.P., Christian Gerber, Clinical outcome after structural failure of rotator cuff repairs. *J Bone Joint Surg*, 2010. 82(3): p. 304-314.
- ⁵⁴ <http://www.abstractsonline.com/Plan/ViewAbstract.aspx?mID=2841&sKey=be6c7556-6309-4832-bfa6-667f4f46d932&cKey=144c9d61-8d54-415b-97a2-051b37549c45&mKey=BA8AA154-A9B9-41F9-91A7-F4A4CB050945> (23.3.2013 11:09)
- ⁵⁵ Pietschmann Matthias, S.P., Häuser Eva, Andreas Scharpf, Mehmet Gülecyüz, Christian Schröder, Volkmar Jansson, Peter Müller, Influence of testing conditions on primary stability of arthroscopic knot tying for rotator cuff repair: slippery when wet? *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 2011. 27: p. 1628-1636.
- ⁵⁶ Pietschmann Matthias, G.M., Sybille Fieseler, Markus Hentschel, Björn Rossbach, Volkmar Jansson, Peter Müller, Biomechanical Stability of Knotless Suture Anchors used in Rotator Cuff Repair in Healthy and Osteopenic Bone.

⁵⁷ Pietschmann Matthias, G.M., Sybille Fieseler, Markus Hentschel, Björn Rossbach, Volkmar Jansson, Peter Müller, Biomechanical Stability of Knotless Suture Anchors used in Rotator Cuff Repair in Healthy and Osteopenic Bone.

⁵⁸ Häuser, Eva Ingeborg (2010): Experimentelle biomechanische Untersuchungen zur Kombination von Fadenmaterial und Knotentechnik für die Stabilität bei arthroskopischer Rotatorenmanschettennaht. Dissertation, LMU München: Medizinische Fakultät.

⁵⁹ Hüttel, Urs (2012): Biomechanische und histologische Evaluation verschiedener Nahttechniken und Nahtmaterialien zur chirurgischen Versorgung der Rotatorenmanschettenruptur. Dissertation, LMU München: Medizinische Fakultät.

⁶⁰ <http://www.arthrex.com/fiberwire> (04.01.2013 9.00 Uhr)

⁶¹ F. Alan Barber, M.A.H., Cole Beavis, Cyclic load and failure behavior of arthoropic knots and high strength sutures. Arthroscopy, 2009. 25(2): p. 192-199.

⁶² Wesley M. Nottage, R.K.L., Arthroscopic knot tying techniques. Arthroscopy, 1999. 15(5): p. 515-521.

⁶³ Ian K.Y. Lo, F.R.C.S.C., Stephen S. Burkhart, K. Casey Chan, Kyriacos Athanasiou, Arthroscopic Knots: Determining the Optimal Balance of Loop Security and Knot Security. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2004. 20(5): p. 489-502.

⁶⁴ Ilahi OA, Younas SA, Alexander J, Noble PC. Cyclic testing of arthroscopic knot security. Arthroscopy 2004; 20(1):62-68.

⁶⁵ Burkhart SS, T.C. Johnson, M.A. Wirth und K.A. Athanasiou, Cyclic loading of transosseous rotator cuff repairs: tension overload as a possible cause of failure. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 1997; 13(2): p. 172-176.

⁶⁶ Burkhart SS, Diaz Pagan JL, Wirth MA, Athanasiou KA. Cyclic loading of anchor based rotator cuff repairs: Confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. Arthroscopy 1997;13:720-724.

⁶⁷ Batra EK, Franz DA, Towler MA, et al. Influence of emergency physician's tying technique on knot security. J Emerg Med 1992; 10(3): p. 309-316.

⁶⁸ Ma CB, M.J., Clabeaux J, Lee S, Otis JC, Biomechanical evaluation of arthoroscopic rotator cuff stitches. J Bone Joint Surg, 2004. 86(6): p. 1211-1216.

⁶⁹ J.P. Heneghan, P.N. Kirke, B.L. Murphy, E. Darcy, L. Daly, G.J. Bourke, E. Dinn und J. Masterson, Evaluation of quantitative CT vertebral bone mineral density measurement and the Singh index in elderly females with hip fractures--a case control study. The British Journal of Radiology, 1997 70(837): p. 923-928.

- ⁷⁰ E. Orwell und M. Bliziotis, Osteoporosis - Pathophysiology and Clinical Management. Contemporary Endocrinology, ed. P. Conn. Vol. 1. 2002, Totowa: Humana Press. 636.
- ⁷¹ <http://www.arthrocaresportsmedicine.com/files/datasheets/A1032E.pdf> (4.12.2013/ 11 Uhr)
- ⁷² <http://www.arthrocaresportsmedicine.com/products/view/392> (4.12.13 /10 Uhr)
- ⁷³ <https://www.arthrex.com/products/AR-1927BFCF> (4.12.2013/ 12 Uhr)
- ⁷⁴ <https://www.arthrex.com/products/AR-1920S> (4.12.2013/ 12 Uhr)
- ⁷⁵ A.G. Schneeberger, A. von Roll, F. Kalberer, H.A. Jacob und C. Gerber, Mechanical strength of arthroscopic rotator cuff repair techniques: an in vitro study. The Journal of Bone and Joint Surgery, 2002. 84-A(12): p. 2152-2160.
- ⁷⁶ Baleani M, S.S., Veronesi CA, Rotini R, Giardino R, Toni A, Surgical repair of the rotator cuff: a biomechanical evaluation of different tendon grasping and bone suture fixation techniques. Clin Biomech (Bristol), 2003. 18(8): p. 721-729.
- ⁷⁷ Buggy D. Can anaesthetic management influence surgical-wound healing? Lancet 2000; 356(9227): 355-7.
- ⁷⁸ Weber SC, A.J., Nottage WM, Complications associated with arthorscopic shoulder surgery. Arthroscopy, 2002. 18: p. 88-95.
- ⁷⁹ Burkhart SS, Wirth MA, Simonich M, et al. Knot security in simple sliding knots and its relationship to rotator cuff repair: how secure must the knot be? Arthroscopy 2000.16: p. 202-207.
- ⁸⁰ Li X, King M, MacDonald P. Comparative study of knot performance and ease of manipulation of monofilament and braided sutures for arthroscopic applications. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2004; 12(5):448-452.
- ⁸¹ Todd D. Loutzenheiser, B.S., Douglas T. Harryman II, Dean W. Ziegler, Shing Wai Yung, Optimizing arthroscopic knots using braided or monofilament suture. Arthroscopy, 1998. 14(1): p. 57-65.
- ⁸² Rhee , Y., Cho NS, Parke CS, Arthroscopic rotator cuff repair using modified mason-allen medial row stitch: knotless versus knot tying suture bridge technique. Am J Sports Med., 2012. 40(11): p. 2440-2447.
- ⁸³ Barabás L, S.P., Laparoscopic knot tying. Magy Seb, 2008. 61(3): p. 116-120.
- ⁸⁴ K. Casey Chan, S.S.B., Palaniappan Thiagarajan, B.S., James C. H. Goh, Optimization of Stacked Half-Hitch Knots for Arthroscopic Surgery. Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2001. 17(7): p. 752-759.
- ⁸⁵ Hussein A. Elkousy, J.K.S., Kathryn J. Stabile, Patrick J. McMahon, A biomechanical comparison of Arthroscopic Sliding and Sliding-Locking Knots.

arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery, 2005. 21(2): p. 204-210.

⁸⁶ Robert K. Lieurance, D.S.P., Douglas Abbott Wesley M. Nottage, Failure Characteristics of various arthroscopically tied knots. Clin orthop relat res, 2003. 408: p. 311-318.

⁸⁷ Burkhart SS, W.M., Simonick M, Salem D, Lanctot, Athanasiou K., Loop security as a determinant of tissue fixation security. Arthroscopy, 1998. 14(7): p. 773-776.

⁸⁸ Mishra DK, Cannon WD, Jr., Lucas DJ, Belzer JP. Elongation of arthroscopically tied knots. Am J Sports Med 1997; 25(1): p.113-117.

⁸⁹ Eric Strauss, D.F., Erik Kubiak, Frederick Kummer, Andrew Rokito, The effect of the angle of suture anchor insertion on fixation failure at the tendon-suture interface after rotator cuff repair: Deadman's angle revisited. Arthroscopy, 2008. 25(6): p. 597-602.

⁹⁰ Agneskircher J.D., L.P., Arthroscopische Knotentechnik bei der Rotatorenmanschettenrekonstruktion. Arthroscopie, 2007. 20: p. 22-32.

⁹¹ Kim SH, H.K., Kim JS, Significance of the internal locking mechanism for loop security enhancement in the arthroscopic knot. Arthroscopy, 2001. 21(4): p. 405-411.

⁹² Fumito Komatsu, R.M.,Y.U., Optimum surgical suture material and methods to obtain high tensile strength at knots: problems of conventional knots and the reinforcement effect of adhesive agent. J Orthop Sci, 2006. 11: p. 70-74.

⁹³ Ma CB, C.L., Wilson J, Puttlitz CM, Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff repair: double-row compared with single-row fixation. J Bone Joint Surg, 2006. 88(2): p. 403-410.

⁹⁴ Gerber C., S.A., Perren SM, Nyffeler RW, Experimental rotator cuff repair. A preliminary study. J Bone Joint Surg, 1999. 81(9): p. 1281-1290.

⁹⁵ Diab MA, F.G., Elsarafy K., Time and cost savings in arthroscopic subacromial decompression: the use of bipolar versus monopolar radiofrequency. Int. Orthop., 2009. 33(1): p. 175-179.

⁹⁶ Jung HJ, V.G., Fisher MB, Yang G, Hsu S, Bianchi J, Ronholdt C, Woo SL, The effects of multiple freeze-thaw cycles on the biomechanical properties of the human bone-patellar tendon-bone allograft. J Orthop Res, 2011. 29(8): p. 1193-1198.

⁹⁷ Woo SL, O.C., Camp JF, Akeson WH, Effects of postmortem storage by freezing on ligament tensile behavior. J Biomech, 1986. 19(5): p. 399-404.

⁹⁸ Goh KL, C.Y., Chou SM, Listrat A, Bechet D, Wess TJ, Effects of frozen storage temperature on the elasticity of tendons from a small murine model. Animal, 2010. 4(9): p. 1613-1617.

- ⁹⁹ Leitschuh Paul, D.T. Taylor Dean, Brooks Daniel, Ryan John, Effects of postmortem freezing on tensile failure properties of rabbit extensor digitorum longus muscle tendon complex. *Journal of Orthopaedic Research*, 1996. 14(5): p 830-833.
- ¹⁰⁰ Steven W Meier, J.D.M., Rotator cuff repair: the effect of double-row fixation on three-dimensional repair site. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 2006. 15(6): p. 691-696.
- ¹⁰¹ Brian J. Cole, N.S.E., Ammar Anbari, Arthroscopic rotator cuff repair: an anatomic and biomechanical rationale for different suture-anchor repair configurations. *Arthroscopy*, 2007. 23(6): p. 662-669.
- ¹⁰² Itoi E, B.L., Grabowski JJ, Tensile properties of the supraspinatus tendon. *J Orthop Res*, 1995. 13: p. 578-584.
- ¹⁰³ Charles J. Petit, R.B., Andrew Mahar, James Tasto, Robert Pedowitz, Biomechanical evaluation of a new technique for rotator cuff repair. *American orthopaedic society for sports medicine*, 2003. 31(6): p. 849-853
- ¹⁰⁴ Lee S., M.A., Bynum K., Pedowitz R., Biomechanical comparison of bioabsorbable sutureless screw anchor versus suture anchor fixation for rotator cuff repair. *Arthroscopy*, 2005. 21(1): p. 43-47.
- ¹⁰⁵ Barber FA, H.M., Richards DP, Sutures and suture anchors: update 2003. *Arthroscopy*, 2003. 19(9): p. 985-990.
- ¹⁰⁶ Dominik Meyer, E.F., Kurt Ruffieux, Christian Gerber, Influence of test temperature and test speed on the mechanical strength of absorbable suture anchors. *Arthroscopy*, 2004. 20(2): p. 185-190.
- ¹⁰⁷ Wintermantel, E. and S.-W. Ha, *Biokompatible Werkstoffe und Bauweisen: Implantate für Medizin und Umwelt* 1996: Springer.
- ¹⁰⁸ Christopher Yakacki, M.P., Robert Guldborg, Angela Lin, Minn Saing, Scott Gillogly, Ken Gall, The effect of the trabecular microstructure on the pullout strength of suture anchors. *J Biomech*, 2010. 43(10): p. 1953-1959
- ¹⁰⁹ Tingart MJ, A.M., Lehtinen J, Zurakowski D, Warner JJ, Anchor design and bone mineral density affect the pull-out strength of suture anchors in rotator cuff repair: which anchors are best to use in patients with low bone quality? . *Am J Sports Med.*, 2004. 32(6): p. 1466-1473.
- ¹¹⁰ Meyer DC, M.J., Weber U, Mueller A, Koch PP, Gerber C. , Ultrasonically implanted PLA suture anchors are stable in osteopenic bone. *Clin orthop relat res*, 2006. 442: p. 143-148.
- ¹¹¹ Gülecüyüz, Mehmet Fatih (2011): Experimentelle Untersuchung der biomechanischen Primärstabilität von knotenfreien Fadenankersystemen zur Versorgung der Rotatorenmanschettenruptur unter Berücksichtigung der trabekulären Knochendichte des Tuberculum majus. Dissertation, LMU München: Medizinische Fakultät

- ¹¹² Mark Deakin, D.S., Warwick Bruce, Jerome Goldberg, Roland Gillies, William Walsh, Suture Strength and angle of load application in a suture anchor eyelet. *Arthroscopy*, 2005. 21(12): p. 1447-1451.
- ¹¹³ Liporace FA, B.C., Caruso SA, Weiner B, Penny K, Feldman AJ, Grossman MG, Hafer TR, The mechanical effects of suture anchor insertion angle for rotator cuff repair. *Orthopedics*, 2002. 25(4): p. 399-402.
- ¹¹⁵ Lambrechts M, N.B., Dini A, O'Brien MJ, Heard WM, Savoie FH, Xou Z, Comparison of the cheese-wiring effects among three sutures used in rotator cuff repair. *Int. J. Shoulder Surg*, 2014. 8(3): p. 81-85.
- ¹¹⁶ Wright PB, B.J., Yeh ML, Kelm ZS, Luo ZP, Strength of damaged sutures: an in vitro study. *Arthroscopy*, 2006. 22(12): p. 1270-1275.
- ¹¹⁷ Türker M. Kilicoglu O, S.A., Bozdog E, Sünbüloglu, Loop security and tensile properties of polyblend and traditional suture material. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2011. 19(2): p. 296-302.
- ¹¹⁸ Bisson L, Z.N., Sanders S, Pula D, A cost analysis of single-row versus double-row and suture bridge rotator cuff repair methods. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy: official journal of the ESSKA*, 2012.
- ¹¹⁹ Güleçyüz MF, M.A., Schröder, Braun, Ficklscherer, Roßbach BP, Müller PE, Pietschmann MF., Influence of Temperature on the Biomechanical Stability of Titanium, PEEK, Poly-L-Lactic Acid, and β -Tricalcium Phosphate Poly-L-Lactic Acid Suture Anchors Tested on Human Humeri In Vitro in a Wet Environment. *Arthroscopy*, 2015. 31(6): p. 1134-41.

Anmerkung:

Zum Zeitpunkt der Abgabe wurde eine Paper unter dem Titel "*Primary Stability of Rotator Cuff Repair: Can More Suture Materials Yield More Strength?*" vom Editor in Chief Dr. M. Scarlat des *International Orthopaedics Journal* überprüft und zur Veröffentlichung akzeptiert.

Auszug aus dem e-mail Verkehr:

15-Sep-2015

Dear Dr. Gülecyüz, Dear Colleague, Your paper is accepted but please make the following modifications:

Manuscript ID IO-05-15-991.R3 entitled "Primary Stability of Rotator Cuff Repair: Can More Suture Materials Yield More Strength?" which you submitted to International Orthopaedics, has been reviewed. The comments are included at the bottom of this letter.

We have recommended publication, but also suggest some minor revisions to your manuscript. Therefore, I invite you to respond to the comments and revise your manuscript.

....

Because we are trying to facilitate timely publication of manuscripts submitted to International Orthopaedics, your revised manuscript should be uploaded as soon as possible. If it is not possible for you to submit your revision in a reasonable amount of time, we may have to consider your paper as a new submission.

Once again, thank you for submitting your manuscript to International Orthopaedics and I look forward to receiving your revision.

Sincerely,

Dr. Marius M. Scarlat

Editor-in-Chief, International Orthopaedics

mscarlat@gmail.com